



國立台灣科技大學

機械工程系

碩士學位論文

學號：M9303231

---

模組化人工關節整合分析及身高體重影  
響

Integration of Modular Prosthesis Analysis and  
Effect of Patient Weight and Height

研究生：周致宇

指導教授：陳炤彰 博士

中華民國九十五年六月二十九日

## 碩士學位論文指導教授推薦書

本校 機械工程 研究所 製造組 學程 周致宇 君

所提之論文 模組化人工關節整合分析及身高體重影響

係由本人指導撰述，同意提付審查。

指導教授

陳昭勳

95年6月29日

# 碩士學位考試委員會審定書

本校 機械工程 系(所) 製造組 學程 周致宇 君

所提論文 模組化人工關節整合分及身高體重影響

經本委員會審定通過，特此證明。

學位考試委員會

委

員：

陳昭勳

龍震宇

李維楨

楊學森

指 導 教 授：

陳昭勳

學 程 主 任：

系主任(所長)：

黃榮芳

中華民國 95 年 6 月 29 日

## 摘要

本研究的目的是在於建立模組化人工關節的分析與設計流程，包含人工關節植入骨柄(Stem)在股骨植入軸向之定義及建構股骨植入物模型(Bone-Prosthesis Model, BPM)流程，並且推導簡化力學模型，比對近端股骨植入有限元素分析的結果，同時配合末端股骨植入相關病例的 X 片，驗證末端股骨植入有限元素分析結果，然後根據近端股骨植入有限元素分析，改變體重和身高，配合不同的植入骨柄直徑分別得到植入骨柄及密質骨最大 von Mises 應力的迴歸方程式。本研究由近端和末端股骨植入分析結果，可以了解 BPM 應力的分佈情形及最大應力的位置，做為以後人工關節設計參數的參考，使人工關節應力適當分佈於密質骨，增進手術後復原情況。近端股骨植入之身高體重變化分析結果與所得迴歸方程式，可推知本研究案例在骨柄直徑到達 13mm 以上，就減少植入骨柄發生斷裂機會，因此臨床上可協助了解身高體重變化與接受股骨植入物發生破壞之可能位置與應力分佈。本研究所發展之病人股骨與植入骨柄實體模型建構及分析流程，未來也可應用於膝關節和肩關節之分析與設計。

關鍵字：模組化人工關節、股骨植入物模型、簡化力學模型、有限元素分析、身高體重

## Abstract

The research is to establish the design and analysis processes of modular joint with prosthesis for femur, including the construction of bone-prosthesis model (BPM) with an inclined angle between axial directions of stem and femur, and the finite element analysis. The 3-D bone-visual model (BVM), bone-solid model (BSM) and BPM have been defined and used to integrate with the finite element analysis (FEA). A simplified mechanics model has been developed and compared with that of the result of FEA of the BPM with near femur implant. Another FEA result of BPM with distal femur implant has also been investigated and verified with an X-ray image of clinical case. Based on the FEA results of the BPM with near femur implant, different body weight and height have been simulated and analyzed with variant diameter of implant stems. Regression models of maximum von Mises stress of prosthesis and cortical bone have been constructed to forecast the stress distribution of stem and cortical bone. In this research, the lower chance of stem failure is obtained when the stem diameter is larger than 13mm. Therefore, stress distribution and the location of the maximum von Mises stress of cortical bone or stem in BPM can clinically be used to assist in selecting appropriate implant for patient of different body height and weight. Furthermore, the developed method can be applied to implants related to other joints, including knee joint and shoulder joints.

**Keywords:** Modular prosthesis, bone-prosthesis model, simplified mechanics model, finite element analysis, body height and weight.

## 誌謝

2004年研究所入學考試，進入了我理想的學校，國立台灣科技大學，進而選擇了我未來兩年學習知識的製造分析實驗室（MAL）。回首兩年研究所的學習過程，首先要感謝我的指導教授陳炤彰老師，不管在學業的指導和課業外的經驗傳承，及在論文上提供其寶貴意見與嚴格謹慎的要求，這些都使學生受益良多，在此謹獻上最誠摯的感謝之心。

本論文得以順利完成，得感謝臺大醫院骨科楊榮森醫師和聯合骨科器材公司龍震宇先生在專業的臨床知識上給予指導及協助，並感謝李維楨老師於口試時，提供學生專業知識與諸多建議指教，特別感謝楊醫生的秘書黃小姐幫我收集許多相關病例資料及本研究案聯合骨科的助理研究員張宇俊提供許多相關的協助，

在研究室成員中，感謝厲生、智榮及俊溢學長還有同學志青、旭麒、煒晟、等人在研究上給予意見與幫助。同時也要感謝學弟宗暉、勇志、鮮文和穎盟在論文上的幫助及生活樂趣的分享。

最後要感謝我的雙親、及所有家人們對我的鼓勵與支持，讓我得以順利完成學業。

在此，謹以本文獻給我的家人以及我的朋友們，感謝你們對我的付出和關愛，謝謝你們。最後祝福你們一切順心，身體健康。

周致宇 謹誌

2006年7月21日於 製造分析實驗室 撰

# 目 錄

摘要.....	I
Abstract.....	II
誌謝.....	III
目錄.....	IV
圖目錄.....	VII
表目錄.....	X
第一章 緒論.....	1
1.1 前言.....	1
1.2 研究動機與目的.....	2
1.3 股骨構造說明.....	3
1.4 訂製式人工關節.....	5
1.5 文獻回顧.....	6
1.5.1 人工關節的發展.....	6
1.5.2 有限元素於醫學分析的應用.....	7
1.5.3 CT 影像的發展及在有限元素分析上的應用.....	8
1.5.4 實驗室相關文獻回顧.....	9
1.6 研究方法.....	10
1.7 章節介紹.....	11

第二章	股骨與植入物實體模型的建構流程.....	12
2.1	3D 視覺模型的建立.....	13
2.1.1	股骨視覺模型的建立.....	13
2.1.2	膝關節及軟組織附著的視覺模型建立.....	16
2.2	股骨實體模型的建立.....	20
2.2.1	以 SolidWorks 建構骨頭實體模型.....	20
2.2.2	以 Pro-E 建構骨頭實體模型.....	23
2-3	人工關節實體模型建立.....	27
2.4	實體模型定位及人工關節植入定義.....	31
2.4.1	股骨的定位及人工關節的結合.....	32
2.4.2	脛骨模型與 Implant 結合及軟組織附著探討.....	35
2-5	Amira 輸入 CAD 尺寸確定.....	41
第三章	有限元素分析流程說明及驗證.....	44
3.1	人工髖關節植入股骨的簡化力學模型建構.....	44
3.2	破壞準則- von Mises 降伏準則.....	48
3.3	有限元素分析流程說明.....	53
3.3.1	模型輸入及材料設定.....	53
3.3.2	模型布林運算-黏合、網格化.....	55
3.3.3	模型之負荷與邊界條件.....	57

3.3.4	有限元素分析結果及其合理性.....	58
3.4	有限元素分析驗證.....	62
3.4.1	簡化力學模型與有限元素分析比較.....	62
3.4.2	有限元素分析結果與病例 X 光片比較.....	64
第四章	身高體重的變化對人工髖關節植入股骨的影響研究.....	67
4.1	分析的參數設定.....	67
4.2	分析的結果數據與探討.....	71
第五章	結果與討論.....	79
5.1	股骨與植入物實體模型的建構流程.....	79
5.2	有限元素分析流程說明及驗證.....	80
5.3	身高體重的變化對人工髖關節植入股骨的影響研究.....	81
第六章	結論與建議.....	85
6-1	結論.....	85
6-2	建議.....	85
參考文獻	.....	87
附錄 A	.....	92
附錄 B	.....	97

## 圖目錄

圖 1.1	股骨構造.....	4
圖 1.2	圖 1.2 各部位人工關節.....	5
圖 2.1	股骨與植入物實體模型建構流程.....	12
圖 2.2	Amira顯示CT影像資訊.....	14
圖 2.2	Amira讀入CT影像.....	14
圖 2.4	骨輪廓(包含骨髓).....	15
圖 2.5	三維視覺輪廓模型.....	15
圖 2.6	三維視覺股骨模型.....	16
圖 2.7	膝關節矢狀切面.....	17
圖 2.8	膝關節的縱向剖面.....	18
圖 2.9	圈選軟組織、髕骨及脛關節.....	18
圖 2.10	左膝三維膝關節視覺及輪廓模型.....	19
圖 2.11	股骨輪廓曲線.....	21
圖 2.12	簡化後的股骨輪廓曲線.....	21
圖 2.13	股骨輪廓曲線簡化後的正視圖.....	22
圖 2.14	股骨-密質骨.....	22
圖 2.15	股骨-疏松骨.....	23
圖 2.16	一層兩個輪廓.....	24
圖 2.17	股骨輪廓曲線.....	24
圖 2.18	邊界曲線.....	25
圖 2.19	三個主要邊界曲面.....	25
圖 2.20	合併.....	26
圖 2.21	骨頭實體模型.....	26
圖 2.22	CAD of femoral head.....	28
圖 2.23	CAD of Femoral proximal component.....	28
圖 2.24	CAD of segment.....	28
圖 2.25	CAD of stem.....	29
圖 2.26	CAD of implant.....	29
圖 2.27	人工膝蓋簡化模型.....	29
圖 2.28	末端股骨.....	29
圖 2.29	人工脛骨零組件.....	30
圖 2.30	植入基準線.....	32
圖 2.31	與法線夾角.....	33
圖 2.32	股骨內外側髁連線示意圖.....	33
圖 2.33	鑽孔示意圖.....	34
圖 2.34	訂製式人工髁關節與股骨組合圖.....	34
圖 2.35	人工髁關節與股骨組立流程圖.....	35

圖 2.36	殘肢脛股關節 CAD 模型 .....	36
圖 2.37	殘肢膝關節下肢的點和 Implant 的基準軸 .....	37
圖 2.38	限制條件為重合共點完成的視圖 .....	37
圖 2.39	選取兩平面為平行的限制條件 .....	37
圖 2.40	組合圖的正視圖 .....	38
圖 2.41	組合圖的右視圖及上視示意圖 .....	38
圖 2.42	軟組織距離股骨底部距離及 Implant 的高度關係 .....	39
圖 2.43	模型與 Implant 的相對關係 .....	39
圖 2.44	Implant 與脛骨限制條件為同軸心 .....	40
圖 2.45	切除位置 .....	40
圖 2.46	組立分成三個零件 .....	40
圖 2.47	組立後的完成圖 .....	41
圖 2.48	Solidworks 量測 CT 每層距離 .....	42
圖 2.49	Amira 量測輪廓長軸的長度 .....	43
圖 2.50	Solidworks 量測輪廓長軸的長度 .....	43
圖 3.1	有限元素分析步驟 .....	44
圖 3.2	由 CAD (Solidworks) 獲得質心 .....	46
圖 3.3	質心連線 .....	46
圖 3.4	各部位的參數 .....	47
圖 3.5	各部位數值 .....	47
圖 3.6	簡化的力學模型 .....	48
圖 3.7	SolidWorks 輸出檔案(*.sat)至 ANSYS .....	54
圖 3.8	完全黏合面模型之細部剖面 .....	56
圖 3.9	Solid95 3-D 20-Node Structural Solid .....	56
圖 3.10	模型網格化 .....	57
圖 3.11	有限元素模型之邊界條件 .....	58
圖 3.12	密質骨 Max.von Mises 應力值 .....	59
圖 3.13	鬆質骨 Max.von Mises 應力值 .....	59
圖 3.14	骨水泥 Max.von Mises 應力值 .....	60
圖 3.15	人工關節 Max.von Mises 應力值 (應力集中) .....	60
圖 3.16	人工關節 Max.von Mises 應力值 .....	61
圖 3.17	彎矩圖及各部位應力 .....	63
圖 3.18	簡化的力學模型 .....	63
圖 3.19	彎矩圖及各部位應力 .....	64
圖 3.20	病例 x 片 .....	65
圖 3.21	實體模型 .....	65
圖 3.22	密質骨 Max.von Mises 應力值 .....	66
圖 4.1	組合圖 .....	68

圖 4.2	密質骨 .....	68
圖 4.3	鬆質骨 .....	69
圖 4.4	人工髖關節 .....	69
圖 4.5	骨水泥 .....	70
圖 4.6	人工關節直徑 9 迴歸方程式驗證 (預估身高) .....	76
圖 4.7	人工關節直徑 9 迴歸方程式驗證 (預估體重) .....	77
圖 4.8	人工關節直徑 11 迴歸方程式驗證 (預估體重) .....	77
圖 4.9	人工關節直徑 11 迴歸方程式驗證 (預估身高) .....	78
圖 5.1	植入軸線與股骨質心線的夾角 .....	80
圖 5.2	殘肢脛股關節包含軟組織 CAD 模型 .....	82



## 表目錄

表 3.1	有限元素模型之材料係數與材料性質 .....	55
表 4.1	體重及骨柄直徑對密質骨 von Mises stress 的影響.....	73
表 4.2	體重及骨柄直徑對人工關節 von Mises stress 的影響.....	73
表 4.3	體重及骨柄直徑對骨水泥 von Mises stress 的影響.....	74
表 4.4	體重及骨柄直徑對鬆質骨 von Mises stress 的影響.....	74
表 4.5	身高及骨柄直徑對密質骨 von Mises stress 的影響.....	75
表 4.6	身高及骨柄直徑對人工關節 von Mises stress 的影響.....	75
表 4.7	身高及骨柄直徑對骨水泥 von Mises stress 的影響.....	75
表 4.8	身高及骨柄直徑對鬆質骨 von Mises stress 的影響.....	76
表 5.1	偏心及未偏心造成的彎矩變化 .....	81



# 第一章 緒論

## 1.1 前言

近年來因關節疾病而須置換人工關節之個案逐年增加，常見的關節疾病則有：類風濕性關節炎（Rheumatoid Arthritis）、退化性關節炎（Osteoarthritis）和創傷等。初期臨床醫療都以保健為主，包含休息及加上藥物治療，但若病情嚴重，則最後只能置換人工關節為最後治療手段。除前述情況之外，臨床上罹患骨腫瘤的病患也會面臨骨骼缺損嚴重的問題。由於骨腫瘤易發於關節部位，早期多採用截肢手術（Amputation surgery），將腫瘤部位及其以下肢體切除。

臨床上人工關節置換術是為了長久取代已損壞的原有關節，但植入後，因股骨柄與股骨髓腔接觸應力（Contacting stress of marrow cavity）分佈不佳而產生的過大接觸應力[1-3]，所以隨著人工關節置換的個案增加病併發症也相繼增加包括植入多年後造成骨頭破壞，人工關節斷裂等。

隨著這些個案的發生，可知人工關節的設計還有很大的改善空間，所以希望藉由工程上的模擬提供人工關節設計變更的依據，也可以模擬不同的病人情況作為醫生手術的參考。未來使人工關節可以照不同病患的臨床情況及需求，設計適合的幾何形狀、尺寸大小與機構的人工關節，提供給病患更適合，更貼近個人需求的人工關節[4]。

## 1.2 研究動機與目的

目前聯合骨科器材公司 (United Orthopedic Corporation, Hsinchu, Taiwan, U.O.C) 已經開發出訂製式模組化人工關節系列[5]，包含人工膝關節及人工髖關節。訂製式模組化人工髖關節系統，包含髖臼元件的股小球、股骨近端元件、中段延伸骨柄和珠結型骨柄，此為模組化的產品，各部份元件均有不同的尺寸，可針對病人的需求，在臨床上使用不同的尺寸植入。隨著置換人工關節病人年齡的降低，人工關節植入人體的時間也相對延長，在植入多年後開始發生許多併發症包括骨頭的破壞，人工關節的斷裂等，所以希望改善人工關節的設計，使應力能適當分布於硬質骨，延長人工關節的使用時間。

本研究的目的是在於建立人工關節的分析與設計流程，從三維股骨視覺模型、三維股骨實體模型到人工關節植入股骨的三維實體模型，並且推導力學簡化模型及拿相關病例的 X 片比對藉此說明有限元素分析有一定的參考價值，最後探討使用不同的骨柄直徑，隨著人體的身高體重的增加，各部位 von Mises 應力變化情況。

### 1.3 股骨構造說明

股骨 (Femur) 又稱大腿骨，如圖1.1所示，為體內最長、最直及堅固的管狀骨骼，可區分為近端，骨幹，末端等部份。近端由股骨頭與大小轉子 (Greater & Lesser trochanter) 等部份組成。股骨頭是半球狀的關節面，可嵌入髌骨白而構成髌關節。頭的中央下方，有一小凹，叫做股骨頭凹，為股骨頭韌帶的附著處。頭的外下方較細的部分稱股骨頸。頸與股骨主體交界處的外側，有一向上的隆起，叫做大轉子，其內下方較小的隆起叫做小轉子。大轉子的內側面有一凹陷稱為轉子窩。大、小轉子間，前有轉子間線，後有轉子間脊相連。

末端為兩個膨大的隆起，向後方捲曲，分別叫做內側髁和外側髁。兩髁的下面和後面都有關節面與脛骨上端相關節，前面的光滑關節面接髌骨，稱為髌面。在後方，兩髁之間有一深凹陷，叫做髁間窩。內側髁的內側面和外側髁的外側面各有一粗糙隆起，分別叫做內上髁和外上髁。內上髁的上方有一三角形突起，叫做骨收肌結節，為內收肌腱附著處，圖1.1為股骨主要名稱構造圖，詳細部位名稱見附錄A。其中髌關節主要的功能是支撐身體上方所傳導下來的力量，平常需要承受三到五倍的體重，在全身關節的使用上是屬於非常頻繁的關節，因此在長期的使用之下很容易產生疲勞、磨損、病變和骨折的現象，這些現象很容易造成股骨頭缺血而導致壞死，再加上由於股骨的頸部

位於股骨頭底下狹小的地方，當承受過大的撞擊力後，最容易發生骨折的部位就在股骨頭的附近。所以它是身體活動最重要的關節之一，若發生病變，將使人無法正常活動。

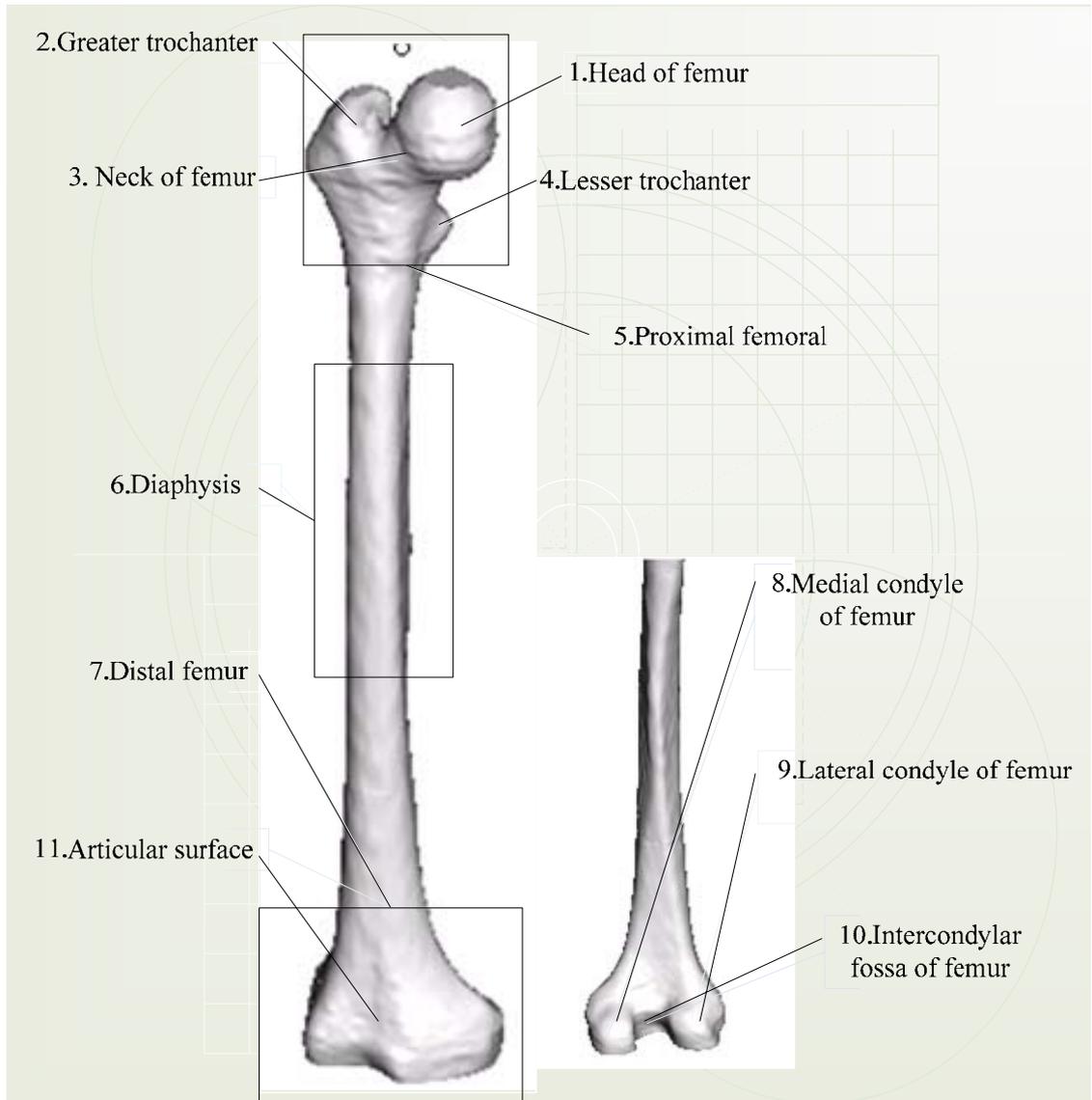


圖 1.1 股骨構造 (Structure of femur)

## 1.4 訂製式人工關節

訂製式模組化人工關節可以應用在許多人體的關節部位(圖 1.2)，如膝關節、髖關節和肩關節，在早期，骨頭一旦發生腫瘤病變，為了避免復發或其他轉移的現象，多半採取截肢或其他類似的手術，影響患者癒後的生活機能，且截肢術並不一定都能確保手術後不再復發的可能。隨著手術技術的進步，透過腫瘤全人工關節的置換，配合化學治療與藥物治療，不僅可以保存病患的肢體，使患者恢復正常的日常生活的活動能力。

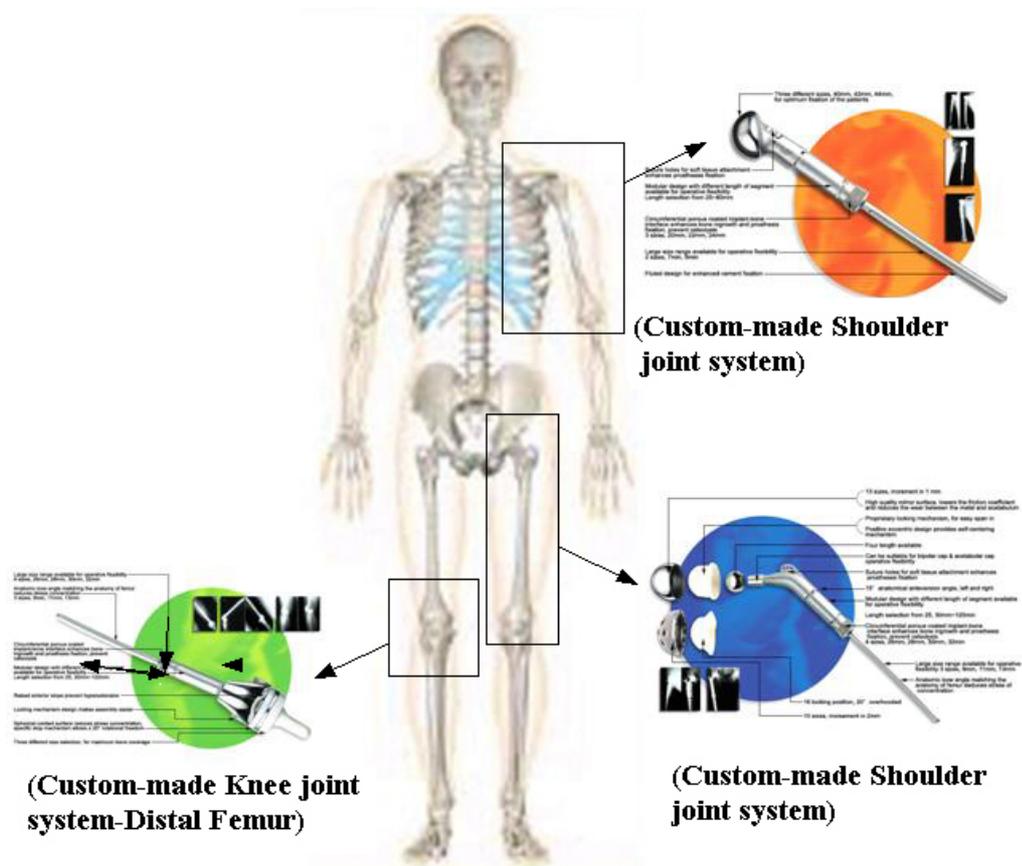


圖 1.2 各部位人工關節 (Different of joint prosthesis) [5-6]

## 1.5 文獻回顧

### 1.5.1 人工關節的發展

康復技術的早期介入，將關節損傷的治療由關節部的組織癒合為目的，發展到以關節功能恢復為目的。人工材料的應用，使嚴重的關節損傷最大限度的恢復了關節功能，大大提高了運動性關節損傷的治療水平。人工關節的發展已有很多年的歷史，每個時期都有其改變，最主要的原因就是沒有一個被公認為最理想的，都有其優缺點，現階段有骨柄的植入物，為現在的主流。

1960 年代，英國外科醫生 John Charnley 爵士發展出第一代人工髖關節[7]，之後人工關節置換術便不斷的被運用在股骨球頭缺血性壞死及退化性關節炎等臨床治療上，而手術範圍目前也應用在其他關節上，如膝關節、肩關節等部位。

1961 年，Barr 等開始將訂製植入物應用於骨腫瘤病患進行置換[8]，對於再置換或骨腫瘤等骨骼缺損嚴重之病患，目前也有許多針對訂製式人工關節設計的研究，台大楊榮森醫生於 1998 年提出骨腫瘤等骨缺損嚴重的病患使用訂製式人工植入物具有較佳的耐久性[4]，又於 2001 提出成長中的骨腫瘤病患可採用可延性的人工關節[9]，透過訂製方式，依照不同病患的臨床狀況及需求，設計出最適合幾何形狀、尺寸大小與機構的人工關節，可提高患者術後的成功率

[10]。

訂製式人工關節設計流程中，有一個很重要的過程，那就是需要重建病患真實骨骼，利用骨骼 X 光及電腦斷層掃描的影像，針對殘留骨骼部分的幾何結構，進行影像模擬及重建，進而做出適合骨骼結構的最佳化人工關節幾何設計[11-13]。

### 1.5.2 有限元素生物力學分析的應用

生物力學是利用材料力學、彈塑性理論、斷裂力學的基本理論和方法，研究生物組織和器官中與之相關的力學問題。在近似分析中，人與動物骨頭的壓縮、拉伸、斷裂的強度理論及其狀態參數都可應用材料力學的標準公式。



繼Brekelmans 等人在1972 年提出以有限元素法進行骨骼的力學分析，並建出二維的股骨有限元素模型後[14]，陸續有許多研究者應用有限元素法分析其他人體部位之生物力學行為。如Keaveny和Bartel[15-16]以研究人工髖關節多孔性批覆(Porous coating)及頸領(Collar support)對早期負載及早期相對運動的影響；Verdonschot 和Huiskes [17]研究全人工髖關節置換手術，骨水泥與植入物分離的情形等。就有限元素模型的建構方面，Yerry 與Shephard 在1984 提出使用octree 方式來建立三度空間有限元素模型[18] 三維的模型更能表現出真實物體的力學行為，Massimiliano Baleani於2000年將人工髖關

節植入骨柄的情形簡化成樑柱構件並以材料力學計算其破壞位置。有限元素分析結果相比較[19]，2005年中原醫工廖富生以Excel處理Amira輸出的點資料後輸入至Solidworks建立人工髖關節植入股骨的實體模型並使用有限元素分析探討人工關節的設計[20]。近三十年來，有限元素法在骨科研究上的應用概論也陸續被發表出來。至今，有限元素法已經是骨科力學研究上不可缺少的工具。許多研究者更應用有限元素法分析其他人體部位之生物力學行為。有限元素法的優點為可對複雜的邊界條件、幾何結構與材料性質問題求解，而得到複雜問題的應力、應變、位移、溫度等結果，另一個優點為可獲知物體內部之應力應變，這在實際實驗中極難量測。

### 1.5.3 CT影像的發展及在有限元素分析上的應用

自從1970年代電腦斷層掃描機器(Computed tomography)問世以來，醫生可在動手術打開病人體腔之前，進一步先觀察病人身體橫截面的結構。尤其自1980年代磁振醫學影像(Magnetic resonance imaging, MRI)被普遍應用於臨床上後，這樣的診療方式，更是大行其道。由於平面醫學影像未能完全解決醫療上的問題，因此激起了一些電腦科學家開發立體醫學影像系統的構想。利用電腦，將一系列的電腦斷層掃描影像或核磁共振影像疊起來，經過一連串的電腦處理後，重建出原來三度空間的人體器官形態於電腦螢幕上。Breau 等人

於1990 年用屍體骨的電腦斷層掃描醫學影像以建立人類腰椎(Lumbar spine)的非線性有限元素模型[21]；Skinner 與Kim 等人於1994 年利用CT 影像像素(pixel)資料建立非線性股骨材料特性模型，分析多孔性披覆人工植入物對骨應力所造成的影響[22]，1998年Zannoni等人利用CT 影像及有限元素法重建股骨三維模型，並利用自行研發的軟體，讀取電腦斷層影像之灰階值，得到股骨及軟組織的材料性質[23]，1999年中央大學簡建哲結合CT清晰的骨骼影像及MRI灰階分明的腦組織影像建立清晰的頭部立體影像[24]。2000年陽明醫工李思慧比較數位板及視覺軟體所建立的股骨模型的優缺點[13]。2005台灣科技大學鄭逸琳博士以CT影片輸出資料利用RP機台建立心臟的快速原型[25]。近年來使用CT 影像建立模型的情形變得更普遍，CT影像結合工程分析於醫學上已是未來的趨勢。

#### 1.5.4 實驗室相關文獻回顧

2004年碩士生林宜鋒以CT影像建立人工髖關節植入股骨的實體模型及股骨快速原型模型，並利用田口法結合有限元素分析找出人工關節設計的最佳化，其中骨柄直徑為其最顯著的因子，最後配合不同的骨柄直徑分析體重變化的影響[26]。

2005年碩士生袁俊溢收集膝關節資訊定義髌骨韌帶長度及角度並以CT影像建構韌帶附著人工關節及脛骨植入人工關節的實體模型

並分析韌帶附著對其應力的影響及討論骨柄圓角特徵對於負載轉移的問題[27]。

## 1.6 研究方法

本研究主要建立三維股骨視覺模型Bone-Visual model (BVM)、三維股骨實體模型Bone-Solid model (BSM) 及人工關節植入股骨的三維實體模型Bone-Prosthesis model (BPM)，進而利用有限元素分析相關案例。

在建立三維視覺模型 (BVM) 取得輪廓所需的輪廓方面，首先是由醫學影像視覺化軟體Amira (TGS Inc., San Diego, CA, U.S.A.) 讀取股骨的電腦斷層影像 (Computer tomography, CT)，進而圈選取得CT 影像輪廓，得到股骨的三維視覺模型 (BVM)。

三維股骨模型 (BSM) 的建立首先儲存Amira輪廓資料檔 (\*.dxf) 再由CAD軟體 (Solidworks, Pro-E) 匯入此輪廓曲線資料，進行實體拉伸，重建股骨 (含密質骨和疏鬆骨) 之實體模型。

三維人工關節植入股骨的實體模型 (BPM) 建立，首先根據手術植入的軸線重新調整骨頭角度，最後根據此軸線植入人工關節。

最後利用有限元素分析隨著不同的骨柄直徑，身高體重的變化對人工髖關節植入股骨的影響。並建立其人工關節迴歸方程式。

## 1.7 章節簡介

本論文區分為六章，第一章導論，介紹本論文的研究動機與目的、股骨與定製式人工關節構造簡介、文獻回顧、研究方法與論文介紹。第二章為股骨與植入物實體模型建構流程，本章節主要整合先前模型的建構法方法，從病人的 CT 影片取得，到實體模型的建立制定一個完整的步驟以方便後來分析的人員有個參考依據。第三章有限元分的流程及驗證，內容包含有限元素分析及簡化力學模型建構的方法，並以簡化力學模型計算破壞位置與有限元素相比對，最後取得相關病例的 X 光片與有限元分析驗證。第四章身高體重的變化對病人的影響，希望作為未來醫生手術前的參考以及手術過後的追蹤。第五章結果與討論。第六章結論與建議。

## 第二章 股骨與植入物實體模型的建構流程

本章節主要是整合先前模型建構的步驟，制訂一完整的分析流程供之後分析的人員作為參考依據。本研究的方法可延伸到髕股韌帶及脛骨的實體模型建立。首先取得相關病例的 CT 影片，進入 Amira 建立 3D 視覺模型，再輸出到 CAD 軟體建立實體模型，根據手術植入軸線重新調整骨頭角度，最後結合由合作廠商聯合骨材公司提供的 Implant 的 IGES 檔所建構人工關節簡化實體模型。簡單的流程如圖 2.1。

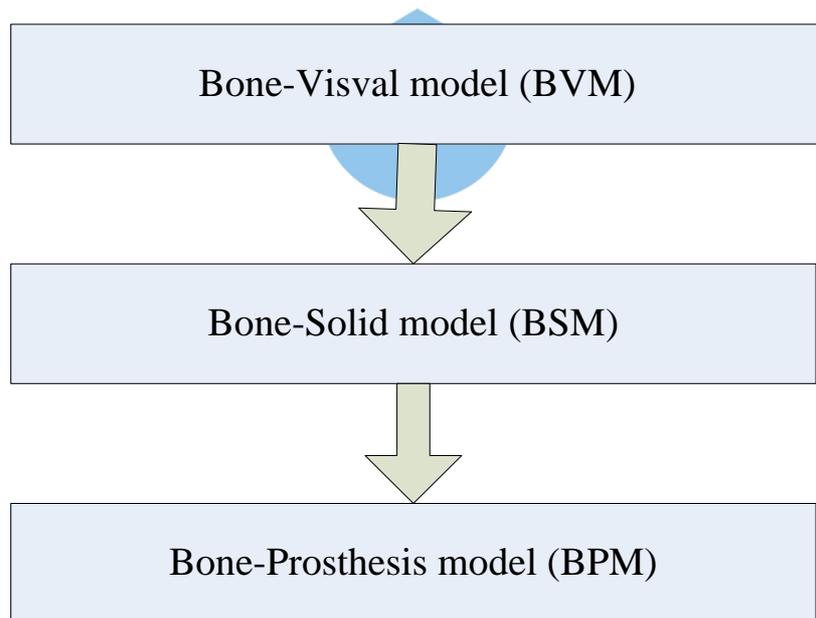


圖 2.1 股骨與植入物實體模型建構流程

(Flow chart of building femur and prosthesis 3-D solid model)

## 2.1 3D 視覺模型的建立(BVM)

### 2.1.1 股骨視覺模型的建立

首先經由醫院提供電腦斷層影像 (CT)，資訊由醫學影像視覺化軟體Amira取得如圖2.2所示，病人橫向斷面 (Transverse plane)，每隔1.25mm取一片影像，總共384片影像，影像大小為512×512像素，此電腦斷層影像存為DICOM檔案格式。

在模型輪廓方面，首先是股骨輪廓的建立，由 Amira 讀取膝關節的電腦斷層影像 (CT)，如圖 2.3，進而圈選 CT 影像輪廓，當 CT 影像以 DICOM 格式讀入 Amira，須先調整軟體裡的模型顯示功能鍵 (Data Window)，讓所需要的模型組織呈現出來，組織的包含硬組織、軟組織，本研究主要針對整個股骨的骨頭模型，故只須圈出股骨的骨頭輪廓，包含骨髓輪廓 (如圖 2.4) 透過影像圈選工具，經由醫生的建議與經驗利用影像的灰階值 (Grey value) 當作圈選的參考依據，圈出所需要的部位。而圖 2.4，紫色輪廓 (外圈) 為密質骨 (Cortical bone)，綠色輪廓 (內圈) 為疏鬆骨 (Cancellous bone)。圈選完成後可得到股骨每一層的輪廓，如圖 2.5，也可得到三維視覺膝關節模型 (圖 2.6)。脛骨的建立也適用此方法

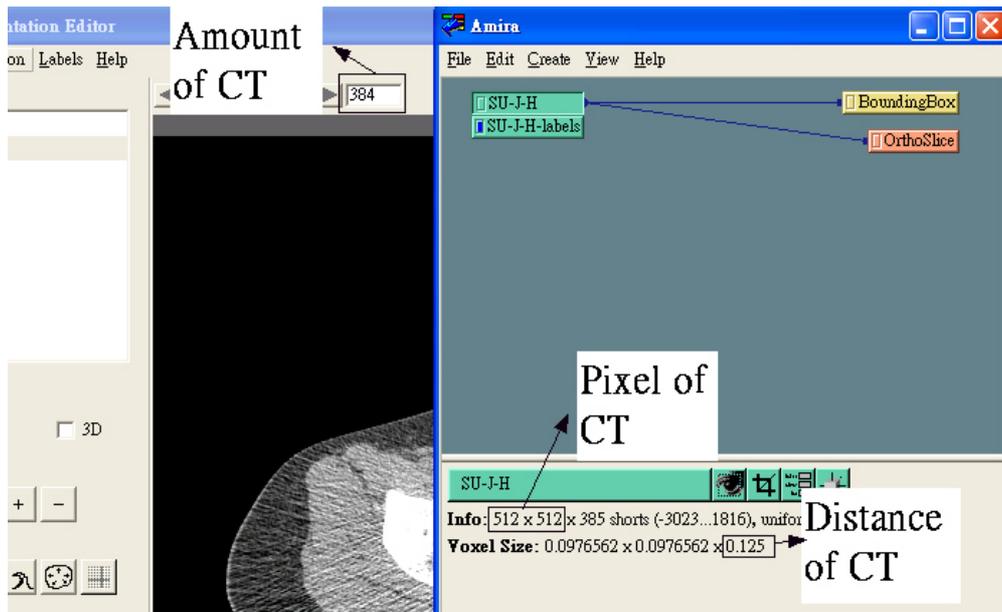


圖 2.2 Amira 顯示 CT 影像資訊  
(Information of image of CT by Amira)

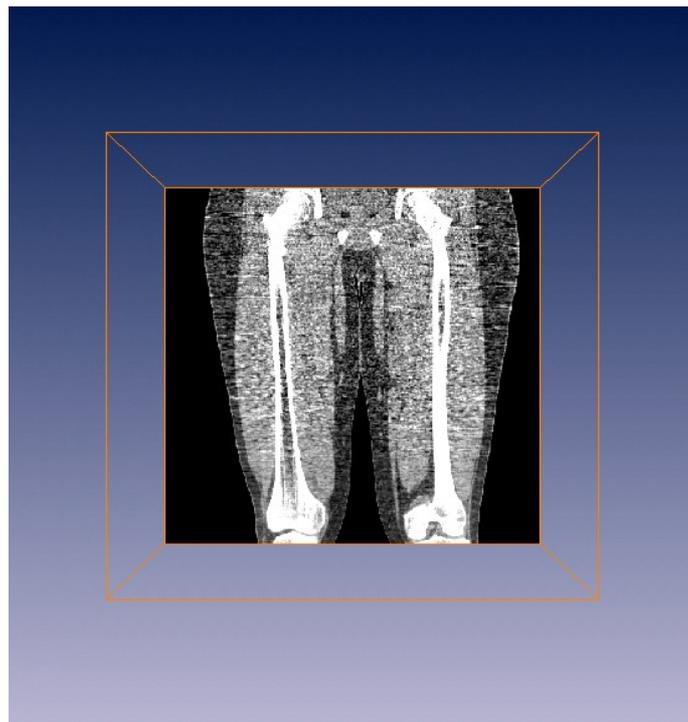


圖 2.3 Amira 讀入 CT 影像  
(Amira CT import)

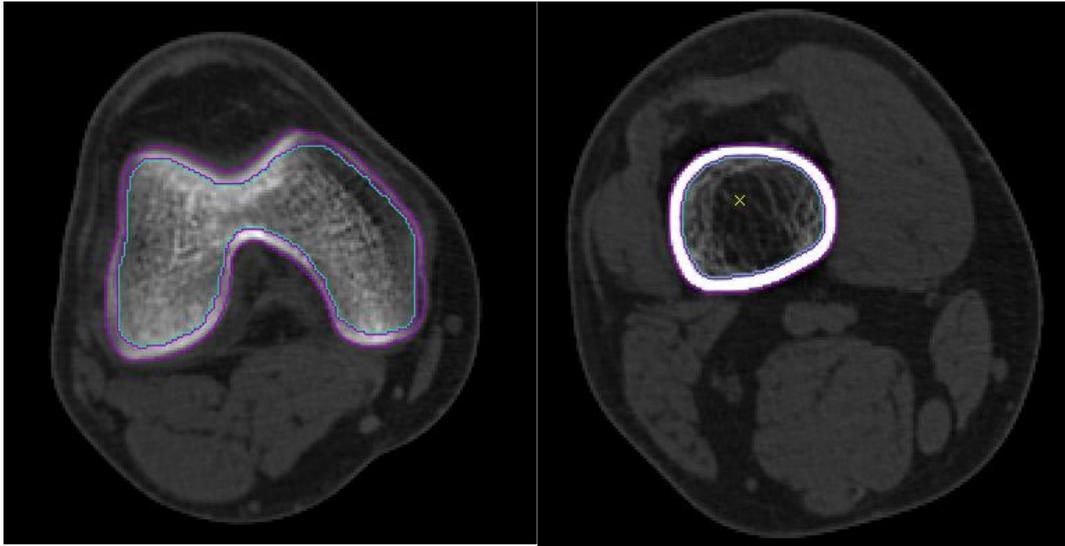


圖 2.4 骨輪廓(包含骨髓)  
(Contour of femur)

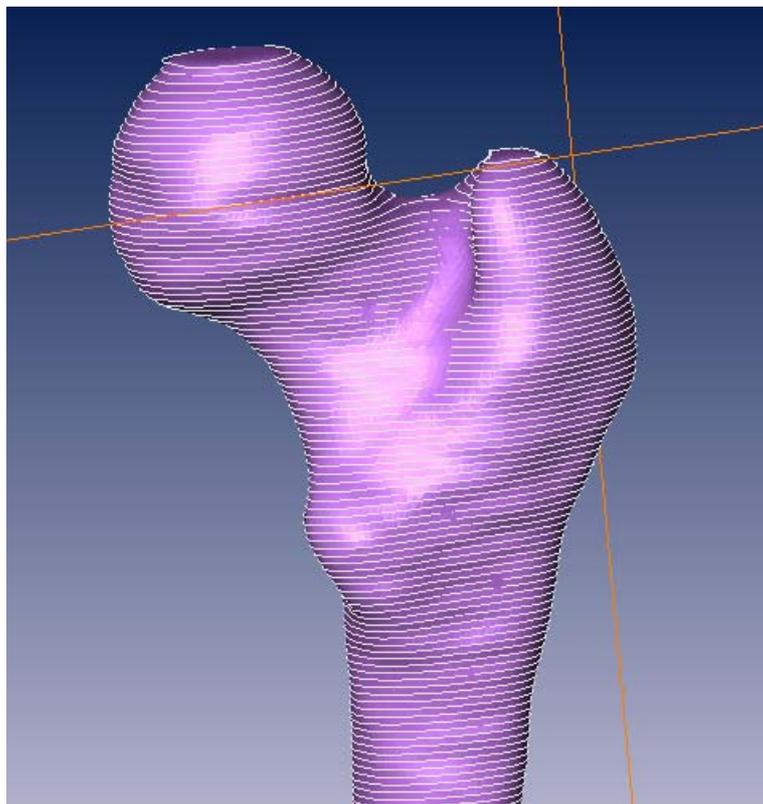


圖 2.5 三維視覺輪廓模型  
(3-D visual contour model)

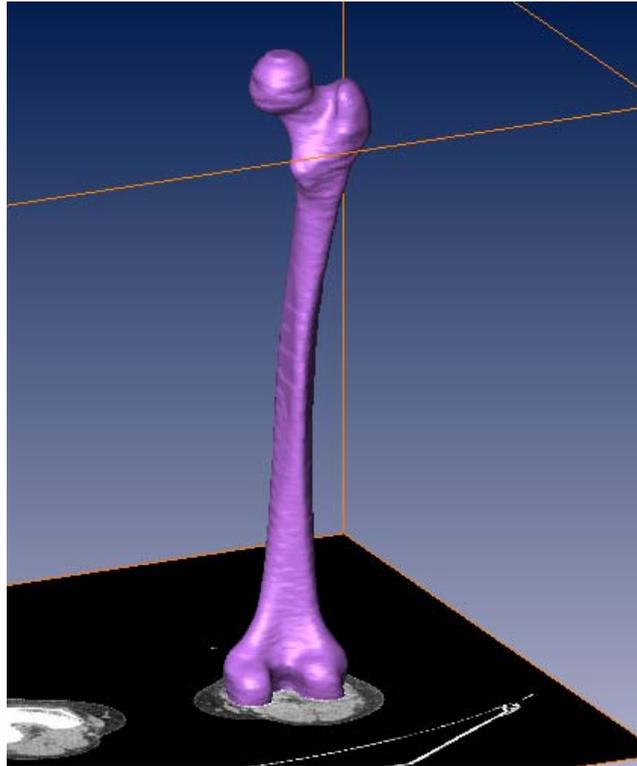


圖 2.6 三維視覺股骨模型

(3-D vision of femur model)

### 2.1.2 膝關節及軟組織附著的視覺模型建立[27]

首先取得膝關節部位的CT橫向斷面（Transverse plane）每隔0.1mm取一片影像，總共398片影像，影像大小為512×512像素，此電腦斷層影像存為DICOM檔案格式。

由Amira讀取膝關節電腦斷層掃描（CT），跟股骨不同的是軟組織的圈選，首先參考解剖圖（如圖2.7）利用Amira呈現縱向斷面，如圖2.8，如上述方式調整顯示功能鍵（Data Window），讓所需要的模型組織呈現出來，組織的包含硬組織、軟組織（股四頭肌、腓腸肌、髕韌帶），因為軟組織的CT影像不如骨頭如此分明所以需要利用Amira呈現縱向斷面（如圖2.8）與解剖圖（如圖2.7）相比較然後透過

影像圈選工具，經由醫生的建議與經驗利用影像的灰階值（Grey value），當為圈選的參考依據其軟組織的灰階值約為40~80[28]，圈出所需要的部位。如圖2.9，紅色輪廓為股四頭肌（Quadriceps femoris muscle）、黃色輪廓為髌韌帶（Patellar ligament）、綠色輪廓為腓腸肌（Gastrocnemius muscle）灰色輪廓為硬質骨（Cortical bone）。

將膝關節電腦斷層掃描影像共398片，圈選完成後可得到三維視覺膝關節模型和輪廓（圖2.10）。

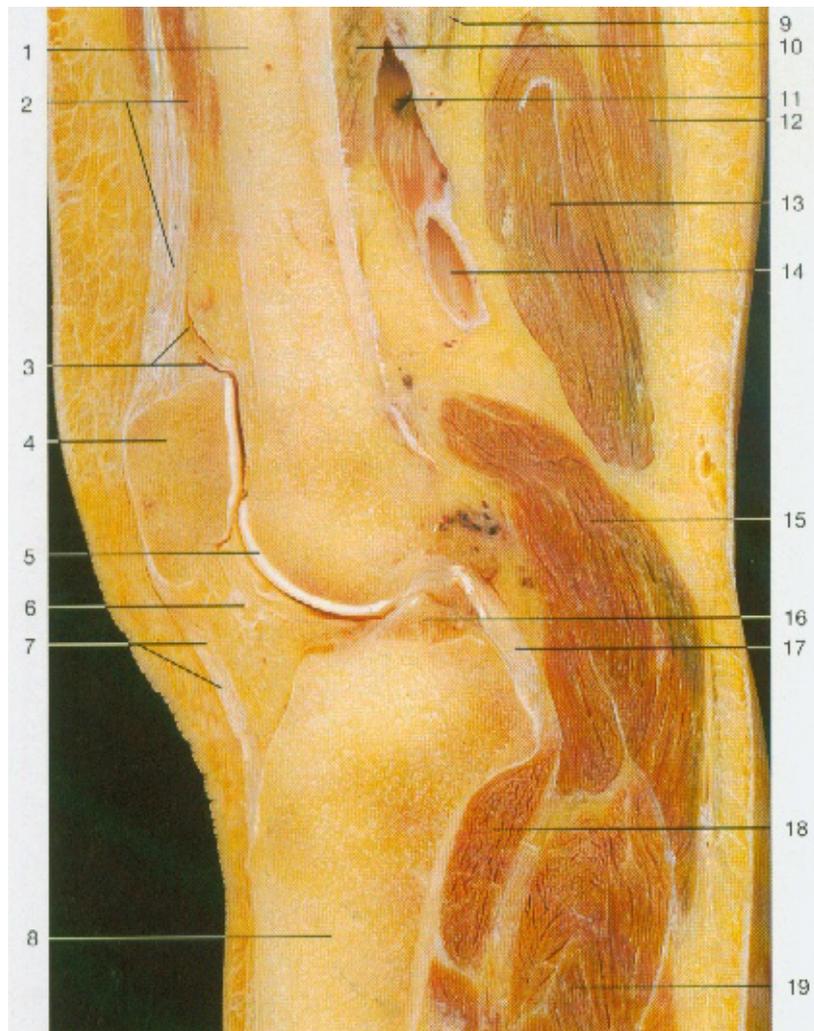


圖 2.7 膝關節矢狀切面[29]  
(Sagittal section through the knee joint)

- 1 Femur 股骨
- 2 Quadriceps femoris muscle 股四頭肌
- 3 Suprapatellar bursa and articular cavity 髌上滑囊和關節腔
- 4 Patella 髌骨
- 5 Patellar surface ( articular cartilage ) 髌面 ( 關節軟骨 )
- 6 Intrapatellar fat pad 髌下脂肪墊
- 7 Patellar ligament 髌骨韌帶
- 8 Tibia 脛骨
- 9 Tibial nerve 脛神經
- 10 Adductor magnus muscle 內收大肌
- 11 Popliteal vein 膝膕靜脈
- 12 Semitendinosus muscle 半腱肌
- 13 Semimembranosus muscle 半膜肌
- 14 Popliteal artery 膝膕動脈
- 15 Gastrocnemius muscle 腓腸肌
- 16 Anterior cruciate ligament 前十字韌帶
- 17 Posterior cruciate ligament 後十字韌帶
- 18 Popliteus muscle 膝膕肌
- 19 Soleus muscle 比目魚肌

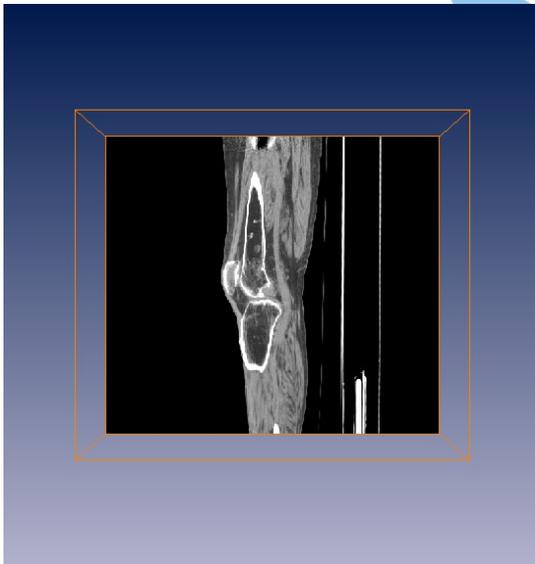


圖 2.8 膝關節的縱向剖面  
( Vertical cross-section of  
knee joint is showed by Amira )



圖 2.9 圈選軟組織、髌骨及脛關節  
( Selected soft tissue, patella and  
tibiofemoral joint )

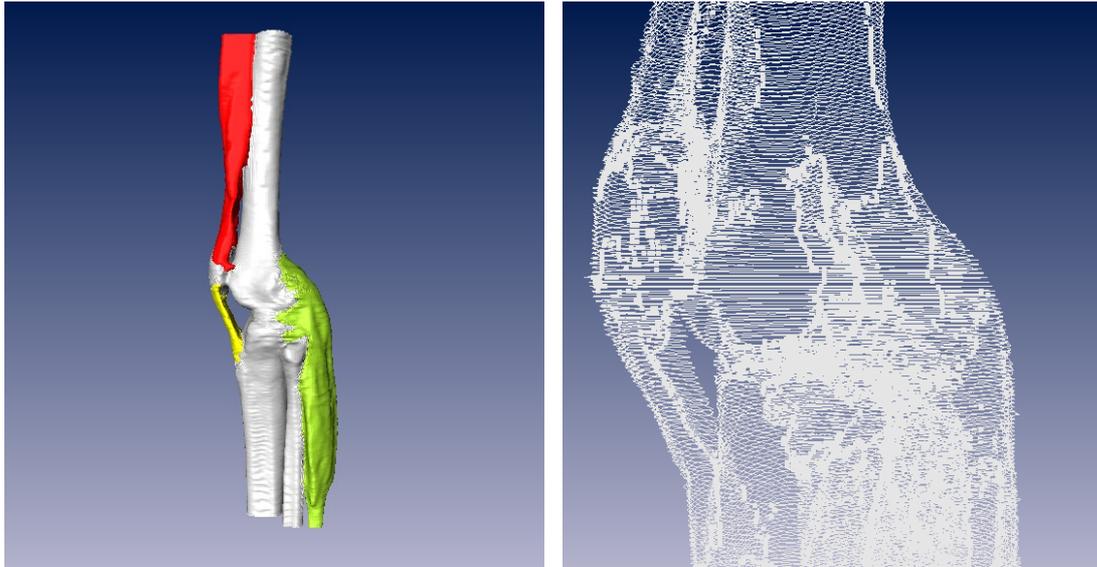


圖 2.10 左膝三維膝關節視覺及輪廓模型  
( Visual and contour model of 3-D left knee joint )



## 2.2 股骨實體模型的建立 (BSM)

首先由Amira另存\*.dxf讀進CAD軟體包括SolidWorks和Pro-E建立實體模型。以下實體模型的建立以股骨為範例針對SolidWorks和Pro-E的建構方法加以說明。

### 2.2.1 以 SolidWorks 建構骨股實體模型[26]

透過 Amira 軟體輸出檔案 (\*.dxf) 至 SolidWorks 後，只留下股骨下半部的輪廓曲線 (如圖 2.11)，再經過簡化後可得到另一個參考輪廓 (圖 2.12)，而簡化原則為配合模型輪廓變化在不影響幾何外型下做輪廓刪減，股骨模型輪廓變化較小的部分，即股骨骨幹部分，每 10mm 為一個間隔，間隔內其餘曲線輪廓皆刪除，而股骨下半部，因輪廓變化較大，間隔改為每 5mm 為一間隔，模型簡化後如圖 2.13。

其後以股骨簡化輪廓後的曲線當參考，用不規則曲線描繪，近似原股骨輪廓曲線，再利用 SolidWorks 中的疊層拉伸功能對各輪廓進行實體拉伸，重建股骨模型，得到密質骨模型 (圖 2.14) 和疏鬆骨模型 (圖 2.15)，就本研究案例，原始股骨總長度為 425mm，因手術切除大量骨骼後，假定股骨殘肢為 250mm。

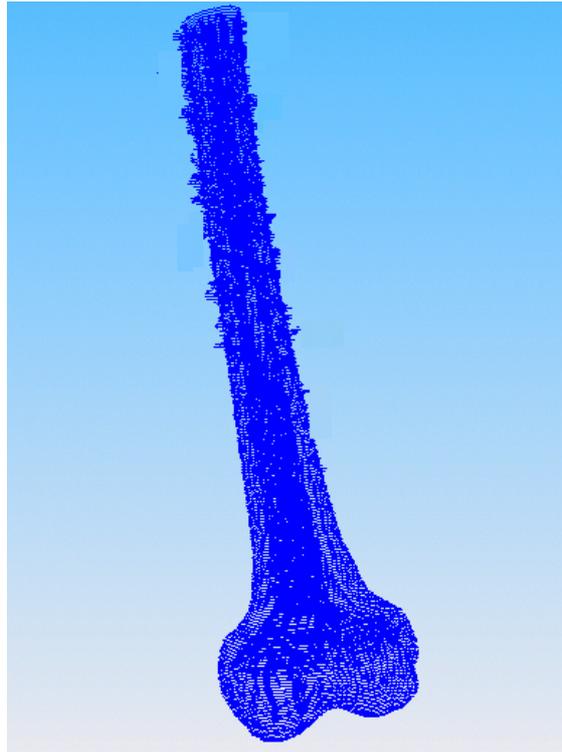


圖 2.11 股骨輪廓曲線 (Contours curve of femur)

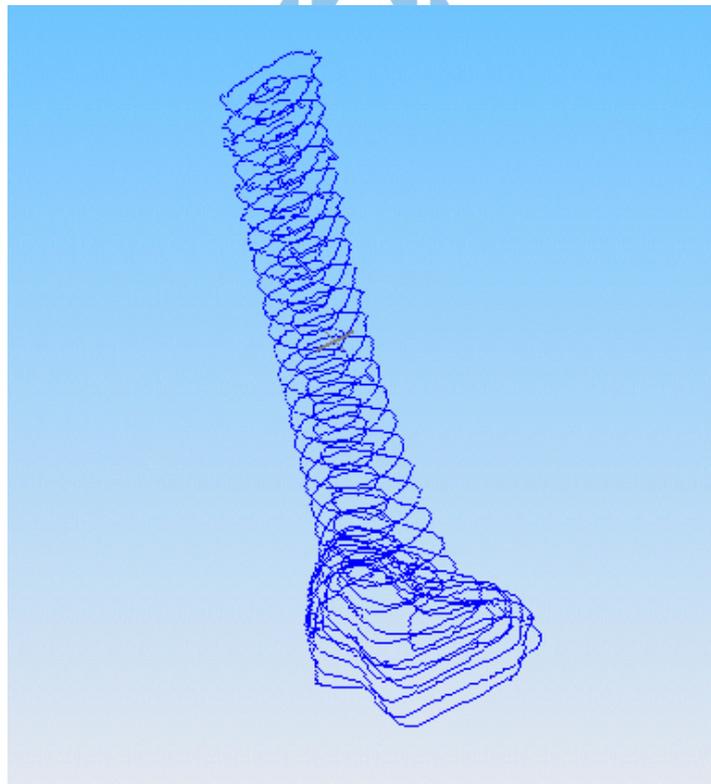


圖 2.12 簡化後的股骨輪廓曲線  
(Contours curve of bone after simplified)

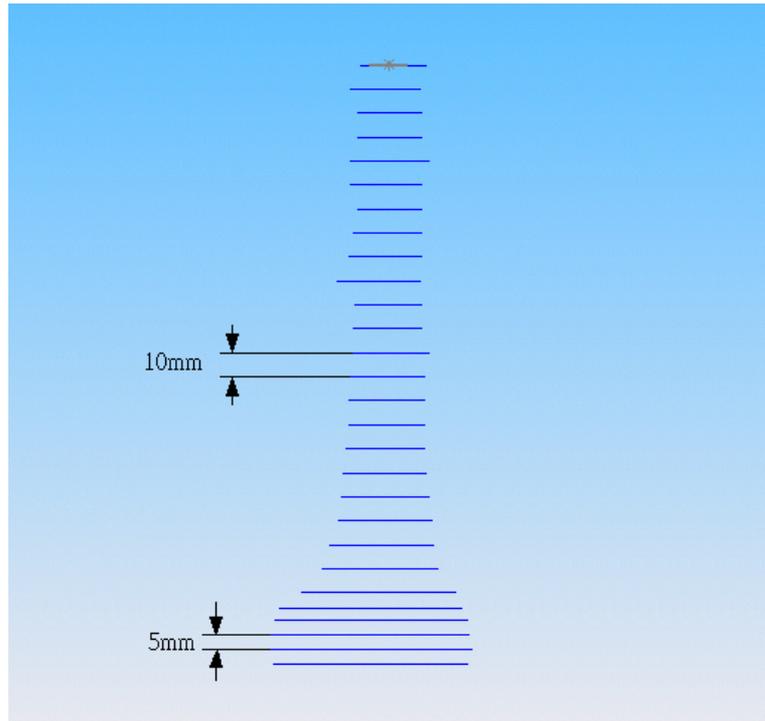


圖 2.13 股骨輪廓曲線簡化後的正視圖  
(Front view of contours curve of bone after simplified)

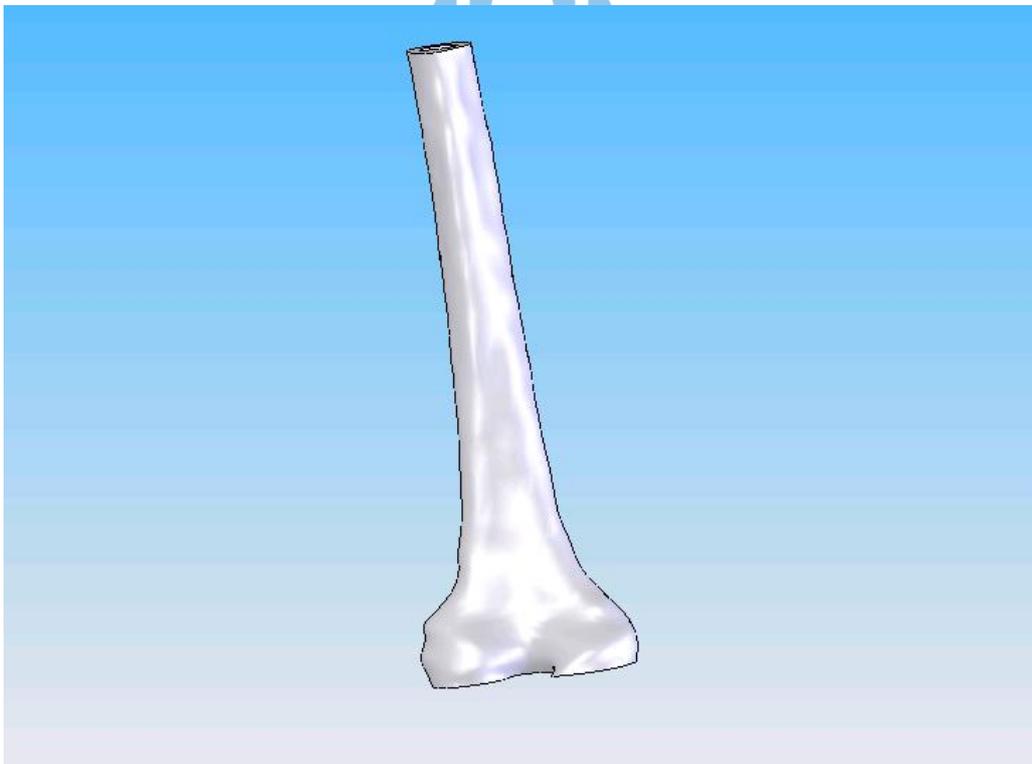


圖 2.14 股骨-密質骨 (Femur-Cortical bone)

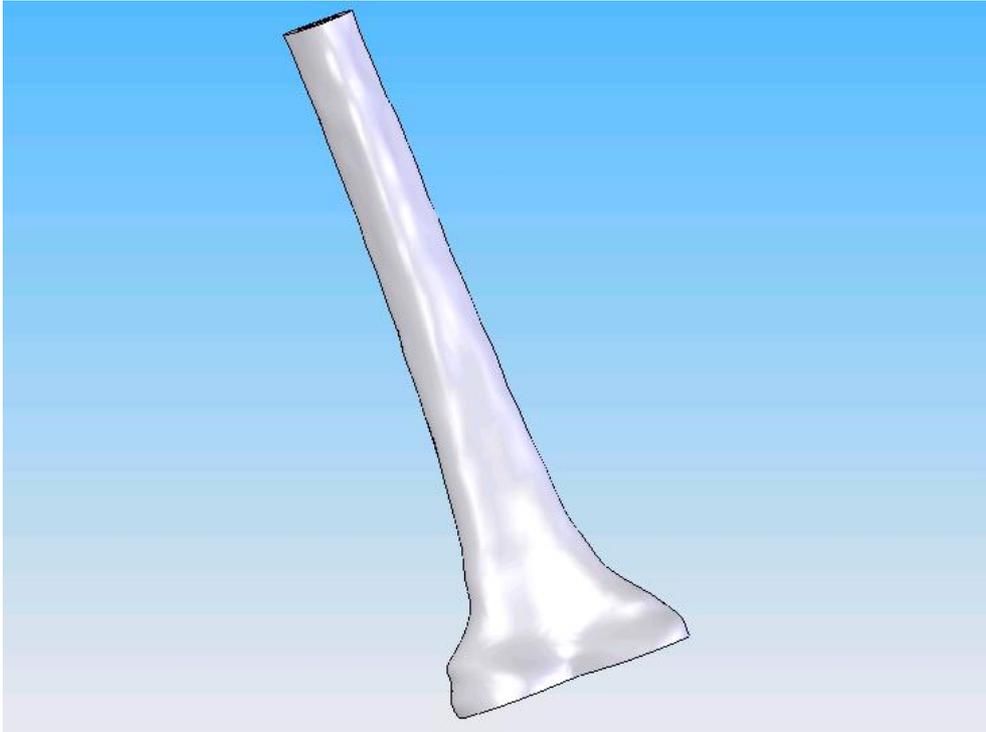


圖 2.15 股骨-疏鬆骨 (Femur-Cancellous bone)

### 2.2.2 以 Pro-E 建構股骨實體模型

與前面所敘模型不同處是碰到一層有兩個輪廓如髁關節處 (圖 2.16)，經過嘗試後，以 Pro-E 建構出整個股骨實體模型。以下以整支股骨的建構為範例做說明。如前敘由 Amira 軟體輸出檔案 (\*.dxf) 至 Pro-E 經過輪廓簡化後如圖 2.17。

首先使用邊界混和工具 (Boundary Blend) 由邊界曲線產生邊界曲面 (Boundary Surface) 如圖 2.18，分別產生三個主要的邊界曲面 (圖 2.19)，三個主要邊界曲面有空隙 (圖 2.19) 利用合併功能由點到線到面進行鋪面把三個主要曲面連接起來，線的建構部份要注意曲率連續 (G2) 如圖 2.20，再來結合所有曲面使其為一曲面再進行實

體化，成為一實體模型（圖 2.21）。鬆質骨的建構方式跟密質骨一樣，因為 Pro-E 功能較強大未來建議使用 Pro-E 做模型建構。脛骨的實體模型建構也同樣適用此方法。

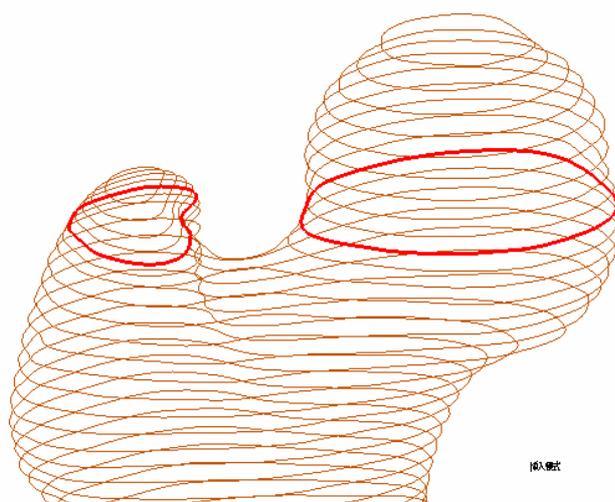


圖 2.16 一層兩個輪廓（One layer has two contours）



圖 2.17 股骨輪廓曲線（Contours curve of femur）

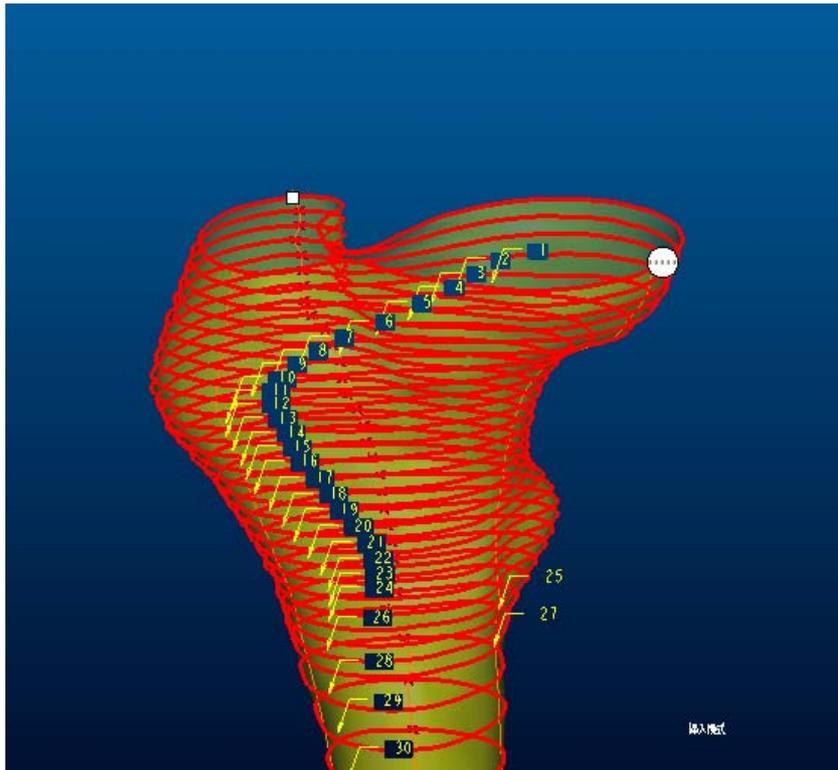


圖 2.18 邊界曲線 (Boundary contours)

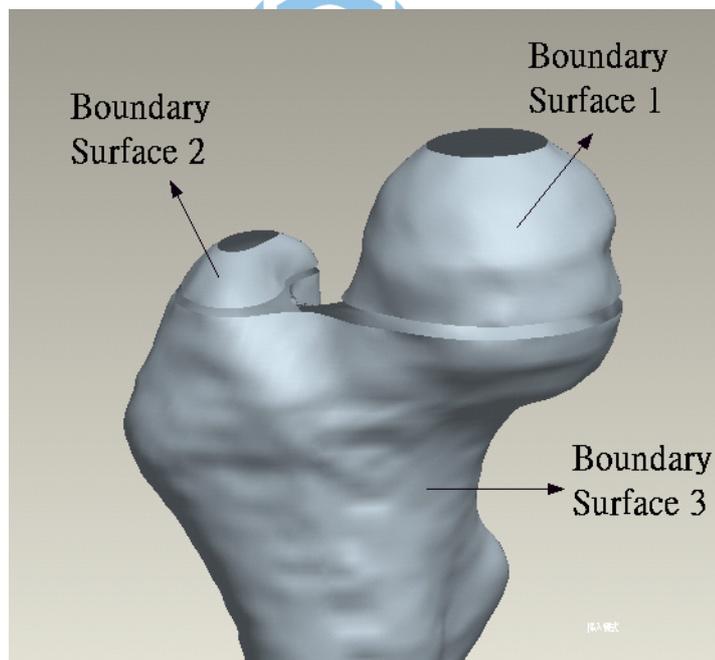


圖 2.19 三個主要邊界曲面 (Three main Boundary Surfaces)

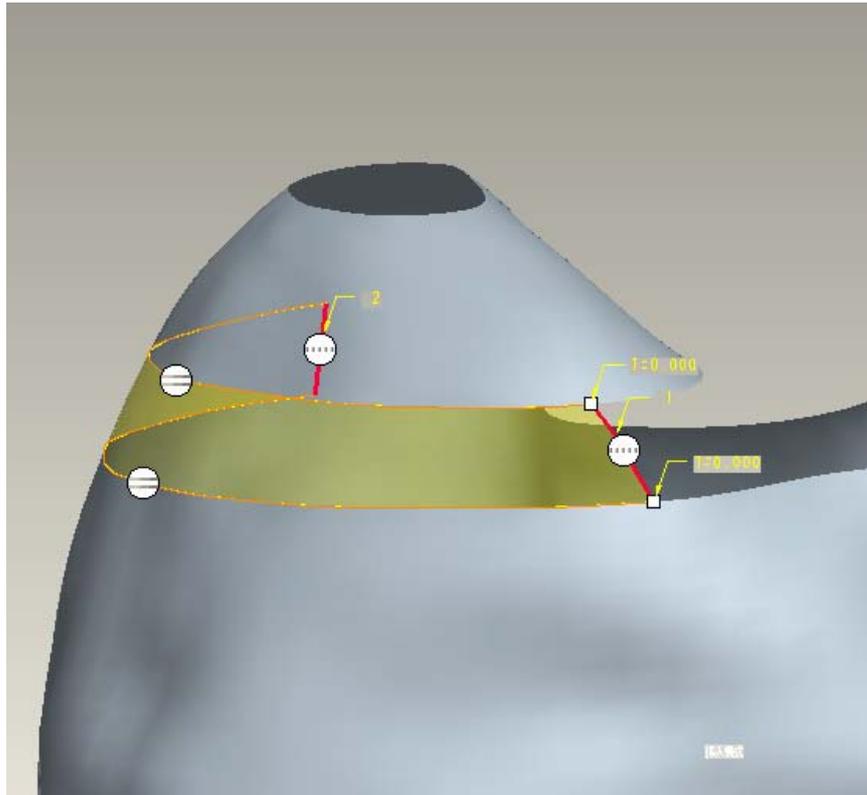


圖 2.20 合併 (Merge)

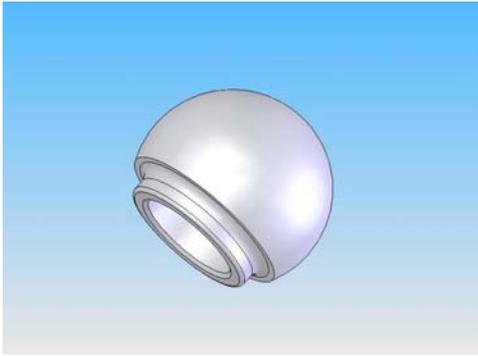


圖 2.21 骨頭實體模型 (BSM)

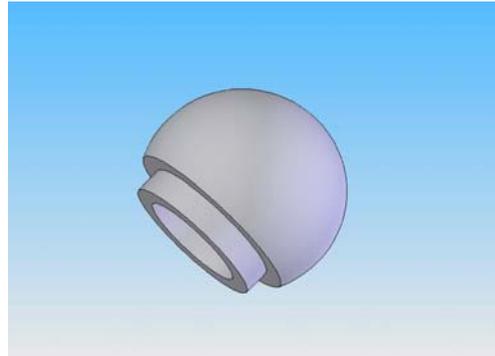
## 2.3 人工關節實體模型建立(BPM)

本研究初期採用之實體模型為聯合骨科器材公司所提供之CAD實體模型，藉由原設計之CAD系統（UniGraphics 16.0）轉換成通用格式之IGES檔案。模型的設計上有些是為了方便手術進行，在討論過後不影響分析結果的情況下為了使有限元分析更順利，所以可透過CAD（SolidWorks或Pro-E）進行簡化模型的繪製。

以下主要整合先前及本研究所採用過的部位加以介紹，包括人工髌關節[26]、末端股骨和人工脛骨[27]。人工髌關節部份包括包含髌白元件的股小球（Femoral head）、股骨近端元件（Proximal femoral component）、中段延伸骨節段（Segment）和骨柄（Stem），而圖示左邊為聯合骨材的模型，右邊則為簡化後的模型，如圖2.21-2.25。末端股骨（Distal Femur）包含中段延伸骨節段（Segment）、骨柄（Stem）和人工膝蓋（Patellar）模型如圖2.26-2.27，其中中段延伸骨節段和骨柄與前敘構造一樣圖2.23-2.24。人工膝蓋部份因為在分析條件為股骨底部固定股骨頭施力，所以在討論過後其幾何外型不影響分析所以簡化其幾何特徵如圖2.28。人工脛骨零組件（1）、（2）簡化如圖2.15。

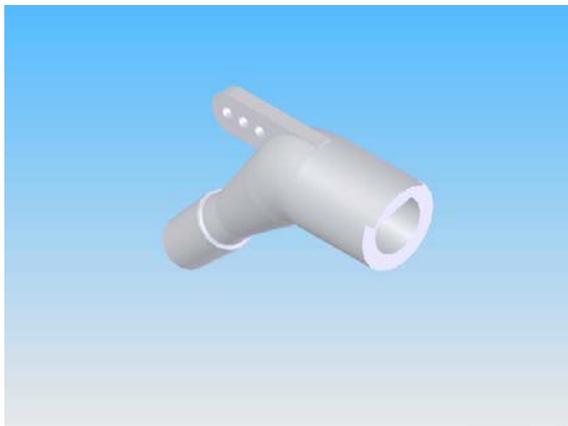


(a) UOC Femoral head

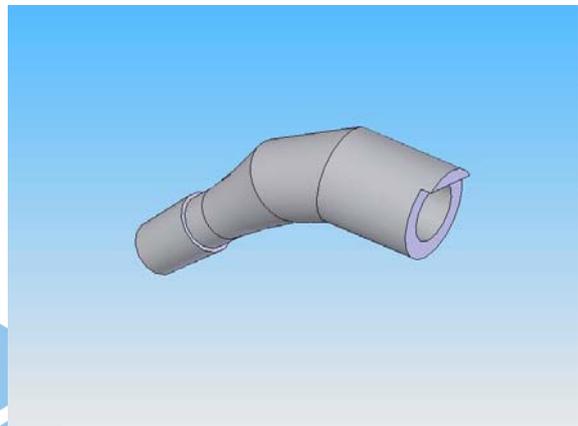


(b) Simplified femoral head

圖 2.22 CAD of femoral head[26]

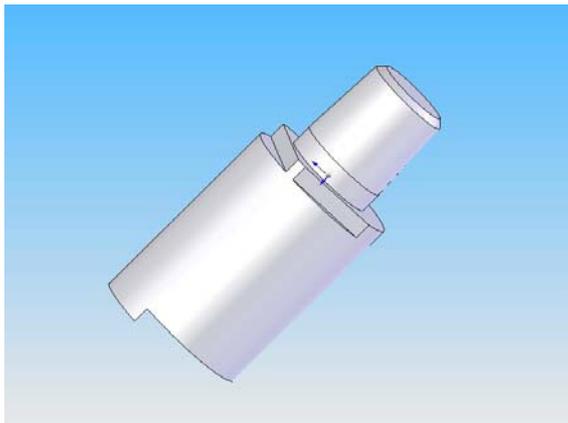


(a) UOC proximal femoral component

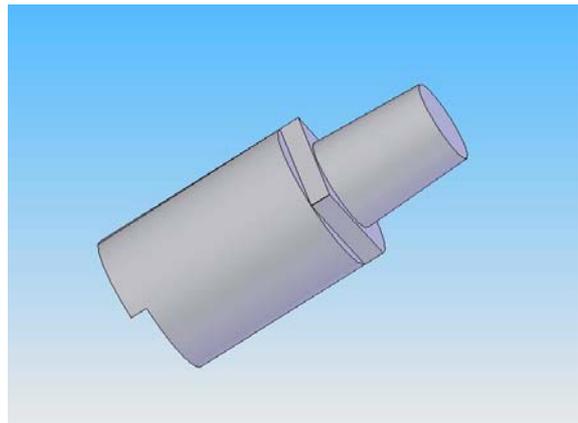


(b) Simplified proximal femoral component

圖 2.23 CAD of Femoral proximal component[26]

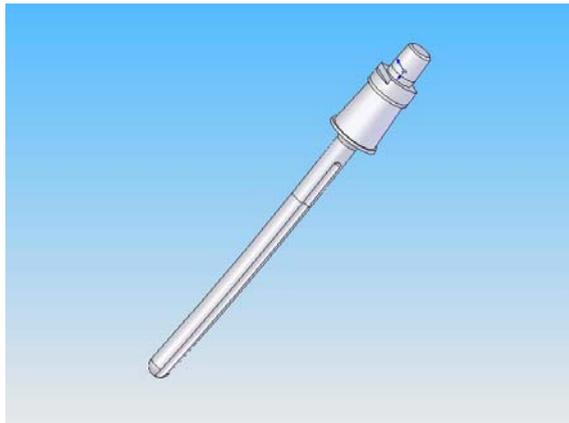


(a) UOC segment

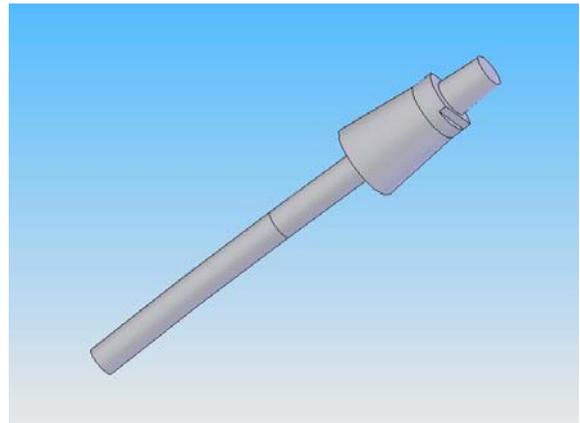


(b) Simplified segment

圖 2.24 CAD of segment[26]

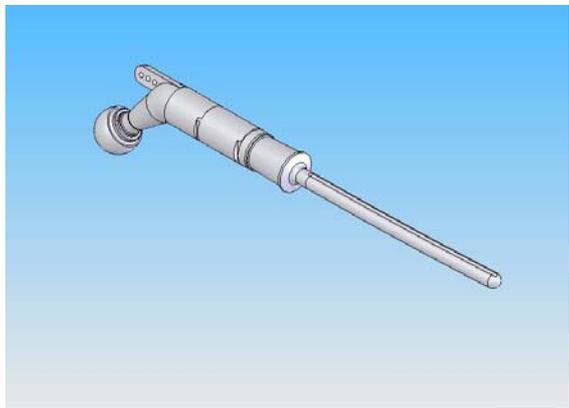


(a) UOC stem

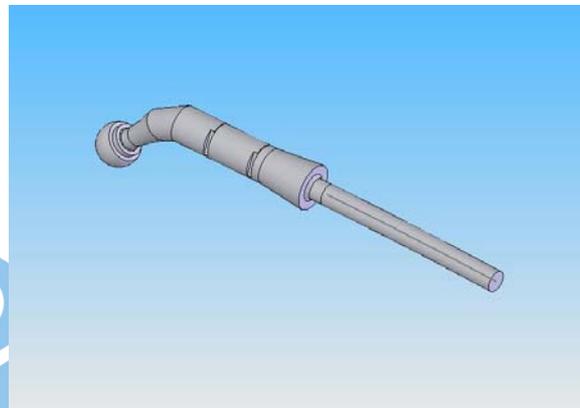


(b) Simplified stem

圖 2.25 CAD of stem[26]



(a) UOC Implant



(b) Simplified implant

圖 2.26 CAD of implant[26]

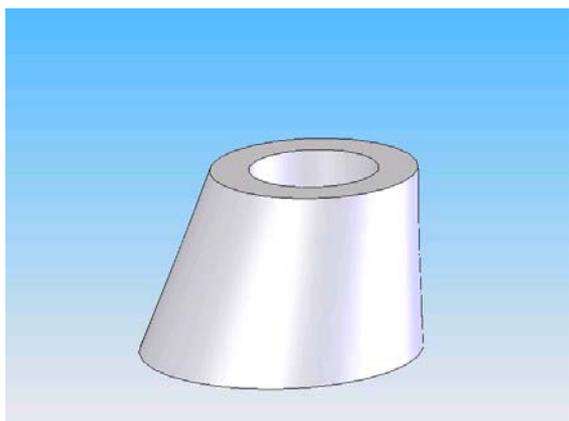


圖 2.27 人工膝蓋簡化模型  
(Patellar model simplified)

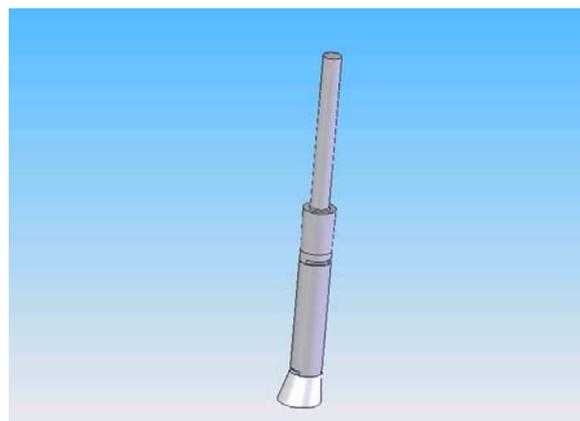
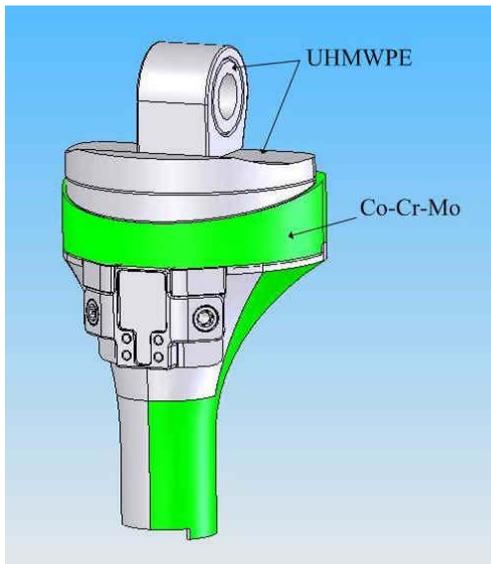
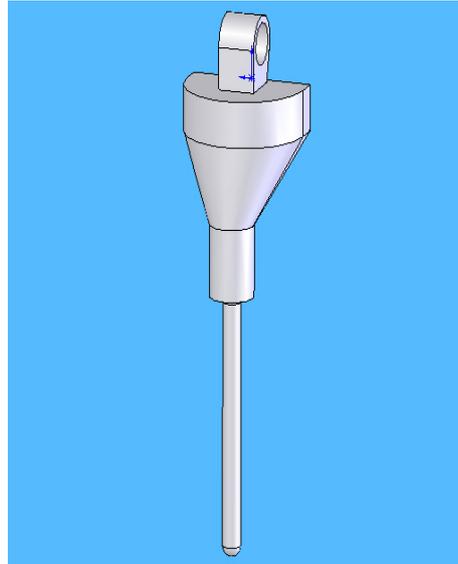


圖 2.28 末端股骨 (Distal Femur)



(a)



(b)

圖 2.29 人工脛骨零組件 (Proximal tibial) [27]



## 2.4 實體模型定位及人工關節植入定義

由於 Amira 軟體讀入 CT (MRI) 的資料所圈選出來的輪廓，是受限於病患在照電腦斷層掃描時，被照物所擺放的位置、角度及座標系，所以本研究所建構出來的 BSM 受限於 CT 影像。所以模型建立完畢後需要把所建立的骨頭模型依基準線 (圖 2.30) 擺正後，人工關節依此基準線作為植入軸線植入股骨。基準線的定義依照醫生手術植入定義。依照手術定義取股骨頸最凹處及股骨底端最凹處兩點連線做人工關節植入基準線，可是因為進入有限元素分析時邊界條件設定為股骨底端固定，所以在建構模型時會把股骨底端切平分析，故在 CAD 中所取的兩點為股骨頸最凹處及底端輪廓的質心，此兩點連線為植入基準線骨頭依此基準線擺正後才可以跟人工關節結合進行有限元素分析。本章節主要針對人工髖關節與股骨結合與定位加以說明，另外對於也對於軟組織附著定位稍加敘述。



圖 2.30 植入基準線 (Datum line of implant)

#### 2.4.1 股骨的定位及人工關節的結合

植入基準線與法線會有兩個夾角如圖 2.31，根據此角度對股骨模型定位。再來是股骨面的朝向，分別取股骨內外側髁最凸點連線如圖 2.32，轉動模型使此直線的法線指向正視圖。

再來是人工髁關節的植入，首先量測整隻股骨的長度，此案例股骨總長為 425mm，配合不同情形擷取所需的長度，其殘肢長度為 250mm，調整中段延伸骨柄，使其植入後總長度與原始股骨總長一致。植入的位置，可藉由 CAD 軟體模擬術前放置，利用 CAD 軟體找出密質骨表面的質心為質入的中心位置依照植入基準線植入股骨。而植入的鑽孔條件為挖掉鬆質骨而盡量不傷害密質骨所能放入之最粗的人工關節骨柄直徑。以本病例為例，在把鬆質骨幾乎移除而不傷害密質骨的圓孔直徑為 15mm，因為移除後鬆質骨所剩不多所以假

設人工關節入的部分完全沒有鬆質骨，因為手術鑽孔的關係密質骨在人工關節植入的部份為一中空圓柱如圖 2.33，假設骨水泥厚度為 1mm 則所能植入最粗之人工關節骨直徑為 13mm，而股柄長度為 110mm。當完成人工膝關節與股骨三維實體模型後，將其組合成如圖 2.34。簡要流程如圖 2.35。

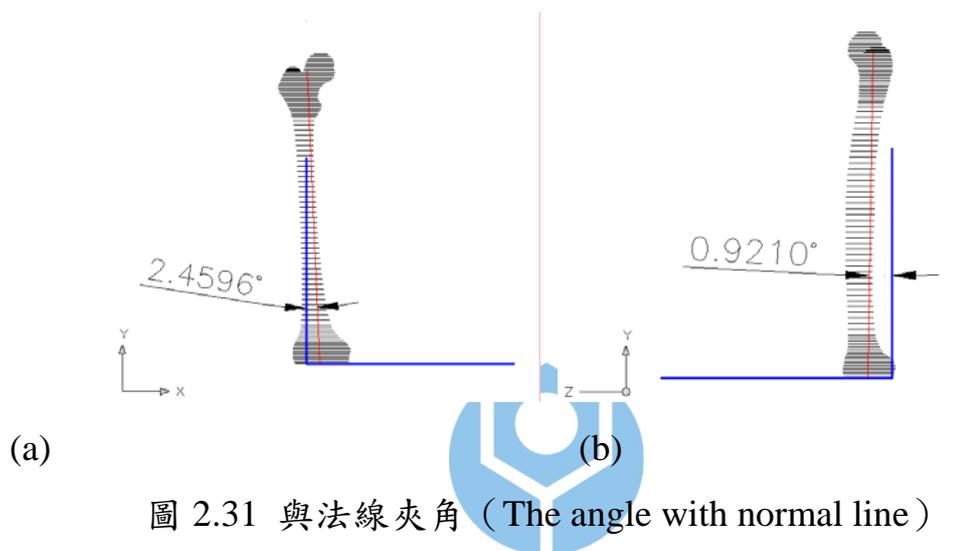


圖 2.31 與法線夾角 (The angle with normal line)

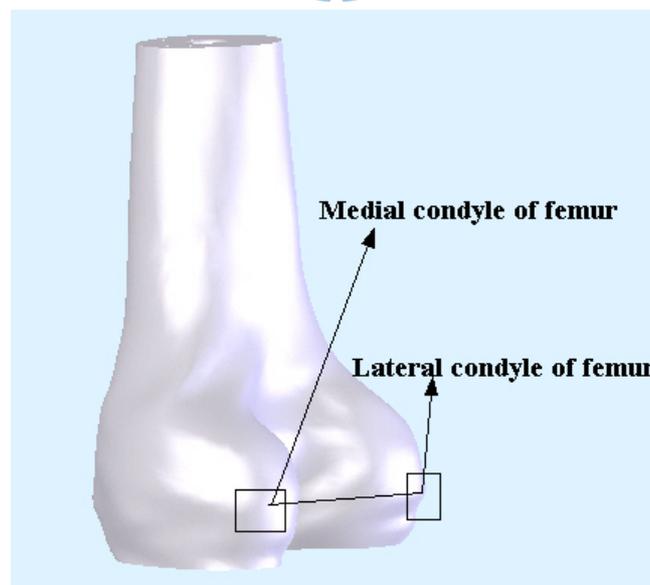


圖 2.32 股骨內外側髁連線示意圖

(Picture of connective line of Medial condyle and Lateral condyle of femur)

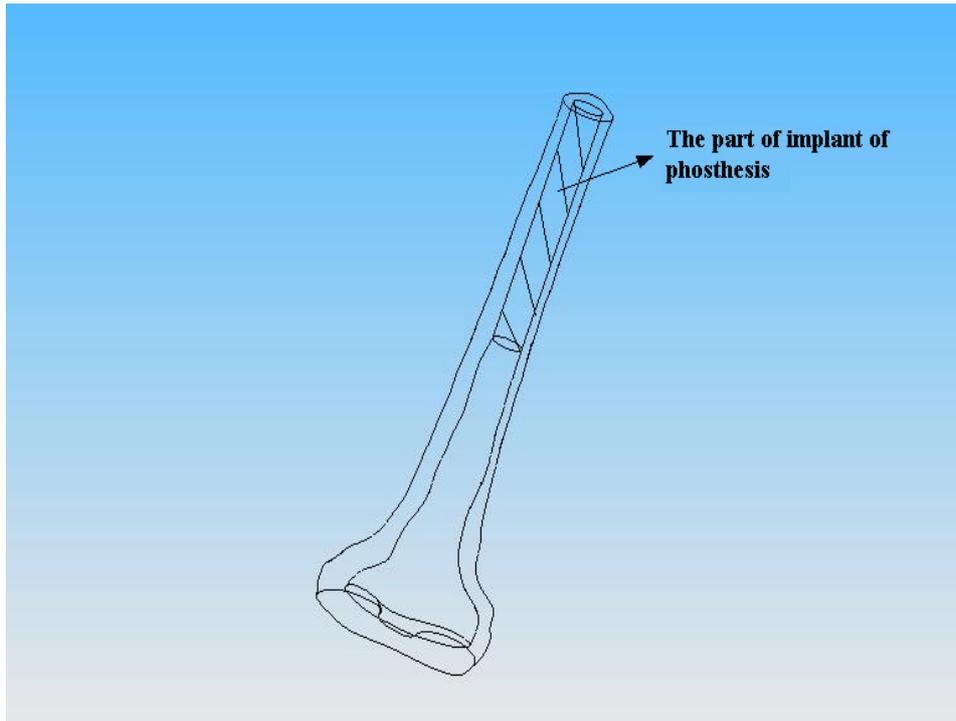


圖 2.33 鑽孔示意圖 (Picture about drilling)

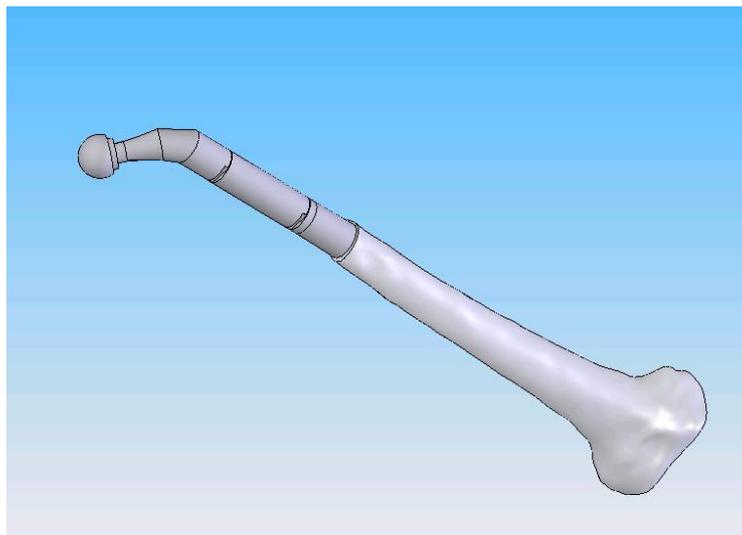


圖 2.34 訂製式人工髖關節與股骨組合圖  
(Assembly of custom-made hip system and femur)

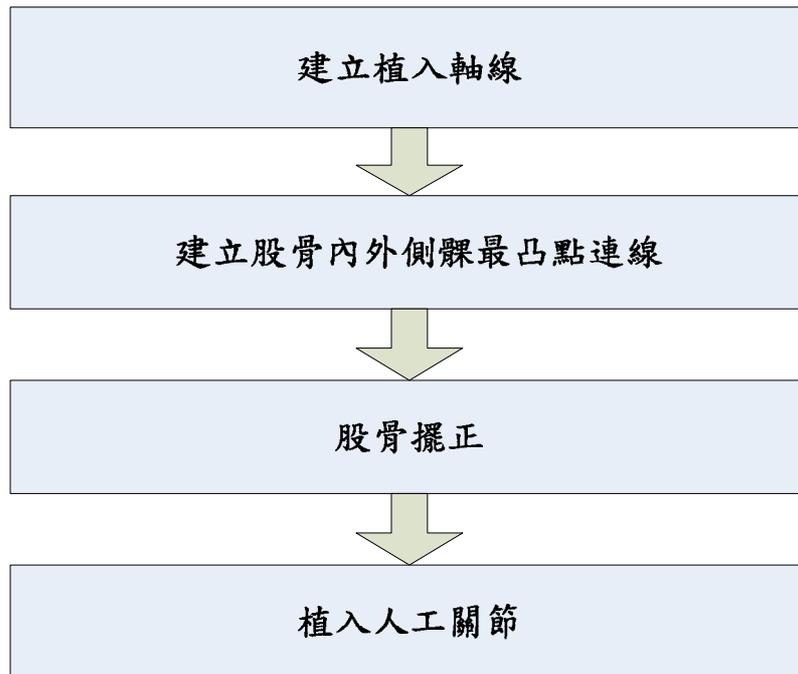


圖 2.35 人工髖關節與股骨組立流程圖

(Flow chart of assembly of custom-made hip system and femur)

## 2.4.2 脛骨模型與 Implant 結合及軟組織附著探討[27]

首先如前面章節所敘述，先在 Amira 圈選所需輪廓後進入 SolidWorks 中利用疊層拉伸功能對各輪廓進行實體拉伸，重建殘肢脛骨關節模型（圖 2.36）。

當完成殘肢脛股關節三維實體模型後再和簡化後的人工關節（Implant）進行結合，選取如圖 2.37 的軸心基準軸和基準軸的一點使其限制條件為重合共點，完成如圖 2.38 的視圖。再選取 Implant 的後平面和膝關節的正視圖平面（股骨髁後側平面與人工關節平面）使其限制條件為平行，如圖 2.39，完成組合如圖 2.340、圖 2.41。

最後探討探討軟組織附著在人工關節的位置，在臨床上的一些經驗可

以得知，植入物是需要跟置入位置之軸向一致，且理想中需要考慮到置入位置每個剖面的質量重心，來達到最佳的置入位置，因此在上端股骨（Femur）跟人工關節所置入的角度設計亦很重要，期能讓人工關節被置入的更久。

如圖 2.42 是軟組織距離股骨底部距離及 Implant 的高度關係。切除病患脛骨（Tibia）植入 Implant，讓 Implant 的底部軸心對正脛骨剖面的質心上，且後側雙股骨髌對正人工關節。植入物植入到脛骨的位置需要同軸心，此組合限制未同軸心，圖 2.43 所示。Implant 與脛骨限制條件為同軸心，較符合實際植入情形如圖 2.44。為了配合人工關節與脛骨同軸心需切除半月板建構的位置與股四頭肌，如圖 2.45 所示，以符合重新組合的視覺效果。將股骨與軟組織、人工關節及脛、腓骨，分別分成三個零件，如圖 2.46 所示，三個零件組合成圖 2.47，利用人工關節上方對正股骨與脛骨關節面的剖面，再把人工關節下方朝脛骨植入。

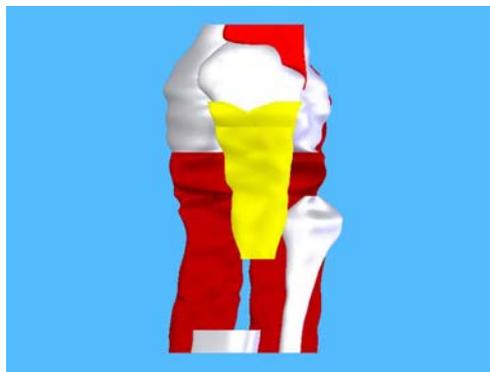


圖 2.36 殘肢脛股關節 CAD 模型

(CAD model of deficient tibiofemoral joint) [27]

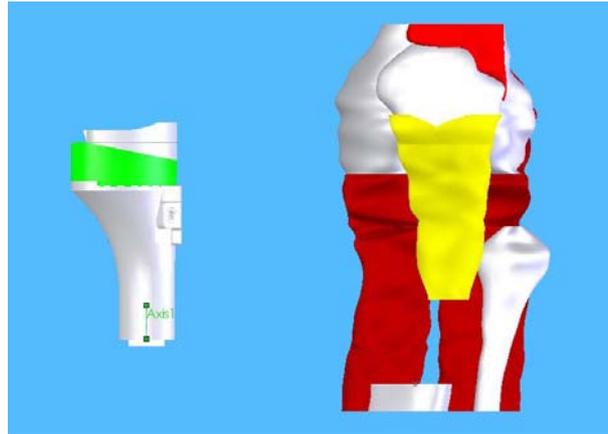


圖 2.37 殘肢膝關節下肢的點和 Implant 的基準軸  
 (Deficient point of tibia and axis of implant) [27]

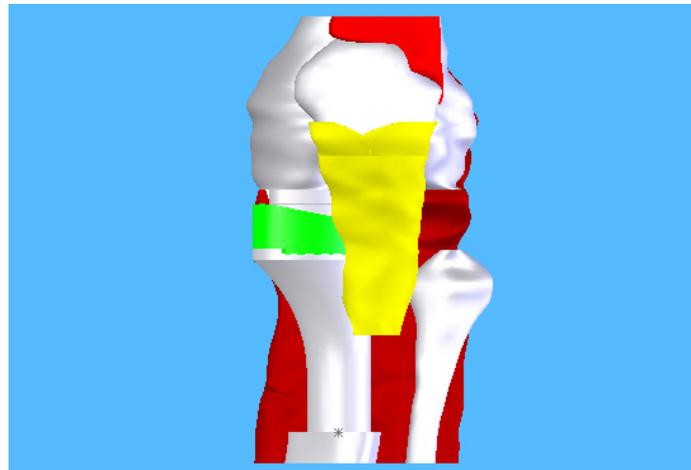


圖 2.38 限制條件為重合共點完成的視圖  
 (Limitation of the coincident concurrent) [27]

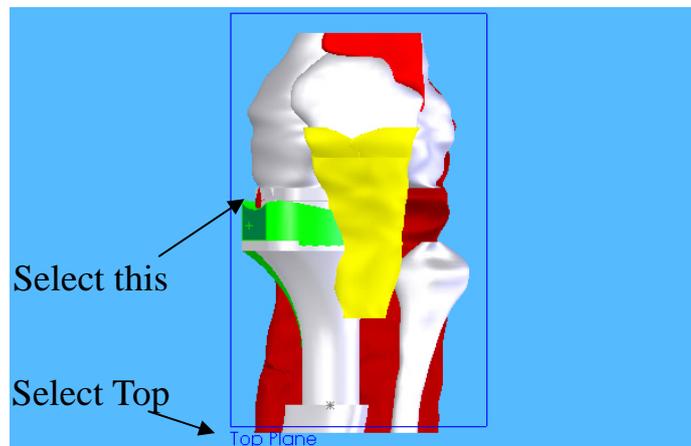


圖 2.39 選取兩平面為平行的限制條件  
 (Constraint of parallel planes) [27]

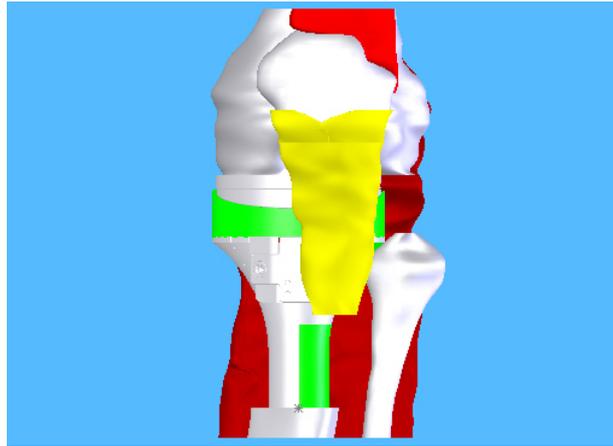
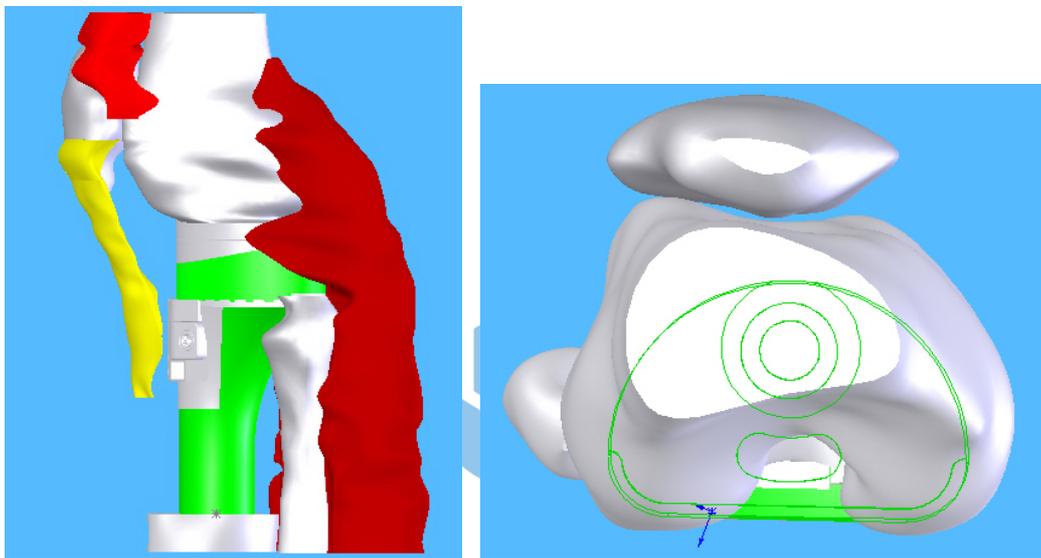


圖 2.40 組合圖的正視圖 (Anterior view of assembly) [27]



(a)Lateral view

(b)輪廓示意圖 (Contour of implant and femur) [27]

圖 2.41 組合圖的右視圖及上視示意圖  
(Lateral view and top view of assembly) [27]

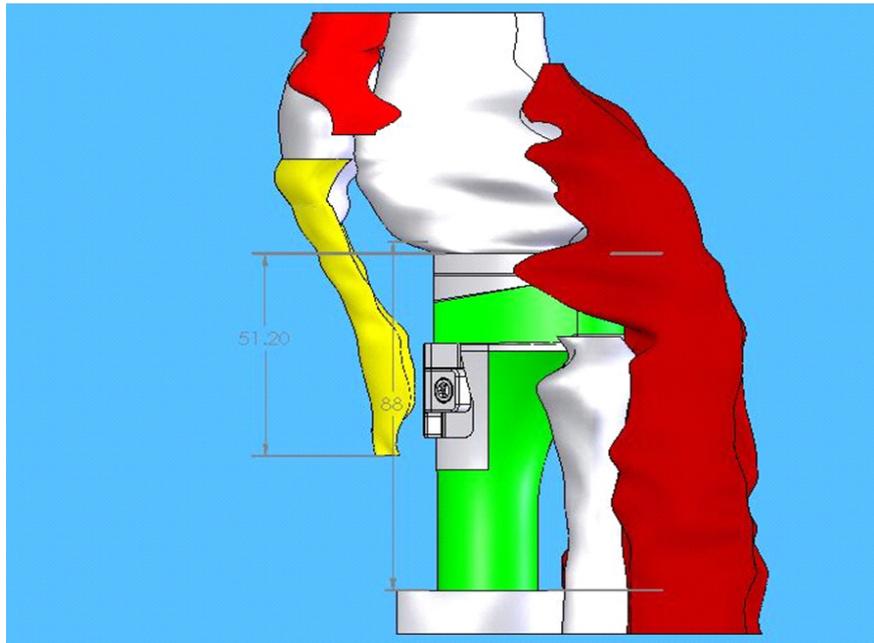


圖 2.42 軟組織距離股骨底部距離及 Implant 的高度關係  
(Height of soft tissue distance femur bottom distance and Implant) [27]

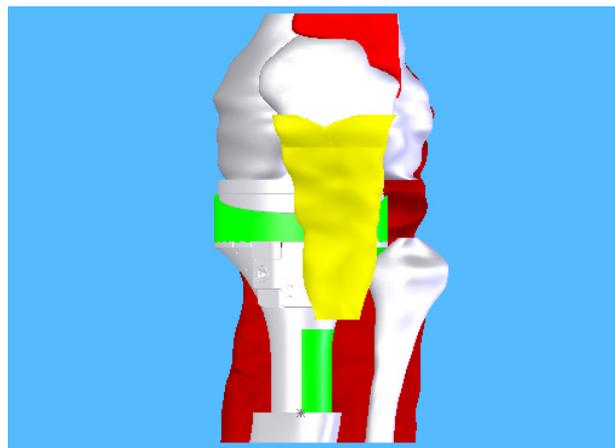


圖 2.43 模型與 Implant 的相對關係  
(Relationship between model and Implant) [27]

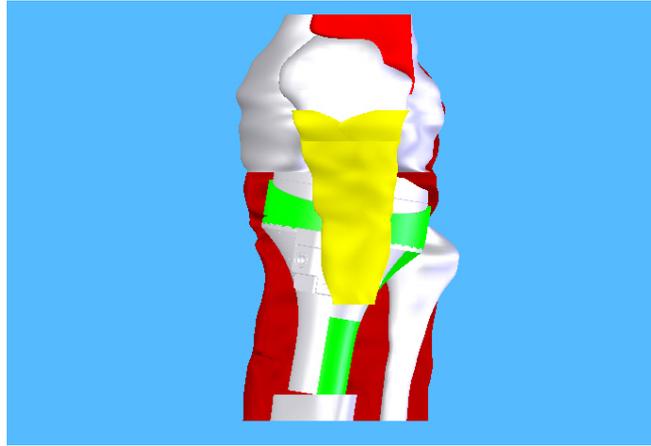


圖 2.44 Implant 與脛骨限制條件為同軸心  
(Constraints of Implant and Tibia are coaxial) [27]

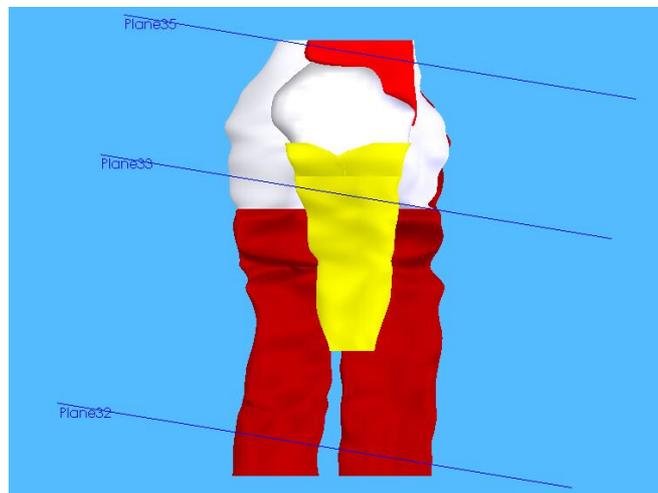


圖 2.45 切除位置 (Location of excision) [27]

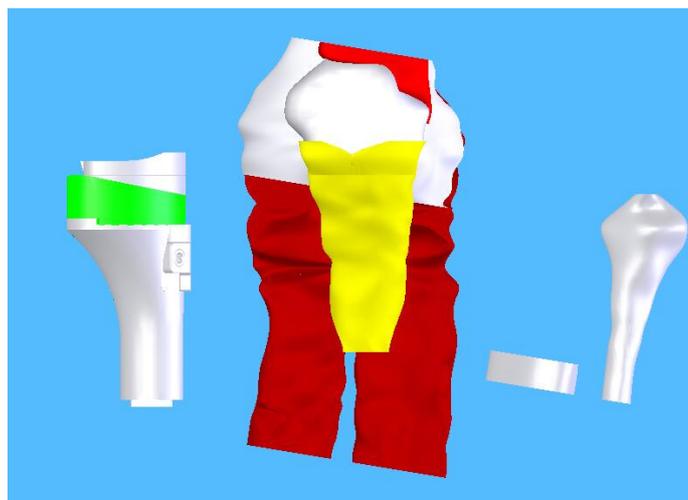


圖 2.46 組立分成三個零件  
(Assembly divides into three components) [27]

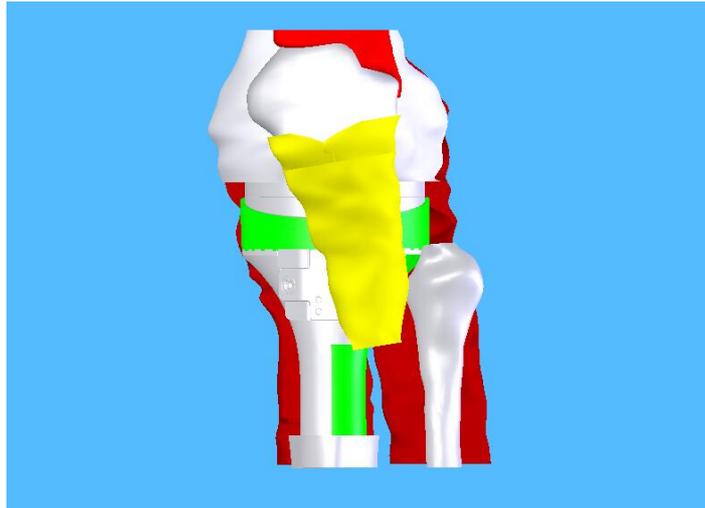


圖 2.47 組立後的完成圖 (Finish situation of after assembly) [27]

## 2.5 Amira 輸入 CAD 尺寸確定

CAD 的建模資訊主要是由 Amira 輸入輪廓線而來，CAD 是否能準確的讀取 Amira 輸出的大小尺寸就變得非常的重要，所以分為兩個部份來探討其準確性。首先是 CT 影片每層的距離也就是 Z 軸資訊，這關係到所建立的實體模型長度是否正確，由前面章節得知，Amira 可以讀取每層 CT 影片的距離如圖 2.2，由此得知每層輪廓距離為 0.125 公分，如前面章節所敘，Amira 輪廓輸入 Solidworks 後可以利用其量測工具，量取兩個輪廓之間的距離 (CT 影片每層的距離) 如圖 2.48，量測出來兩層距離為 2.50mm 也就是每層 1.25mm 由此得知 Amira 輸入 CAD 的 Z 軸的尺寸是可接受的。再來是 X-Y 面資訊也就是 CT 影像每片的剖面資訊，這關係到所建立的骨頭模型的粗細，首先隨便取一層 CT 影像，利用 Amira 約略量測其長軸寬度如圖 2.49，

得到結果為 3.6289cm，把此輪廓輸入 CAD 一樣量測其長軸的長度如圖 2.50，量測結果為 3.52cm 誤差為 3%，誤差原因為量測端點使用者手動選取，以及輪廓的圈選為手工圈選，所以會有些微誤差，由此可知 CAD 軟體可以有效讀取 Amira 輸出的資訊。未來如可發展自動圈選軟體將使此誤差獲得改善。

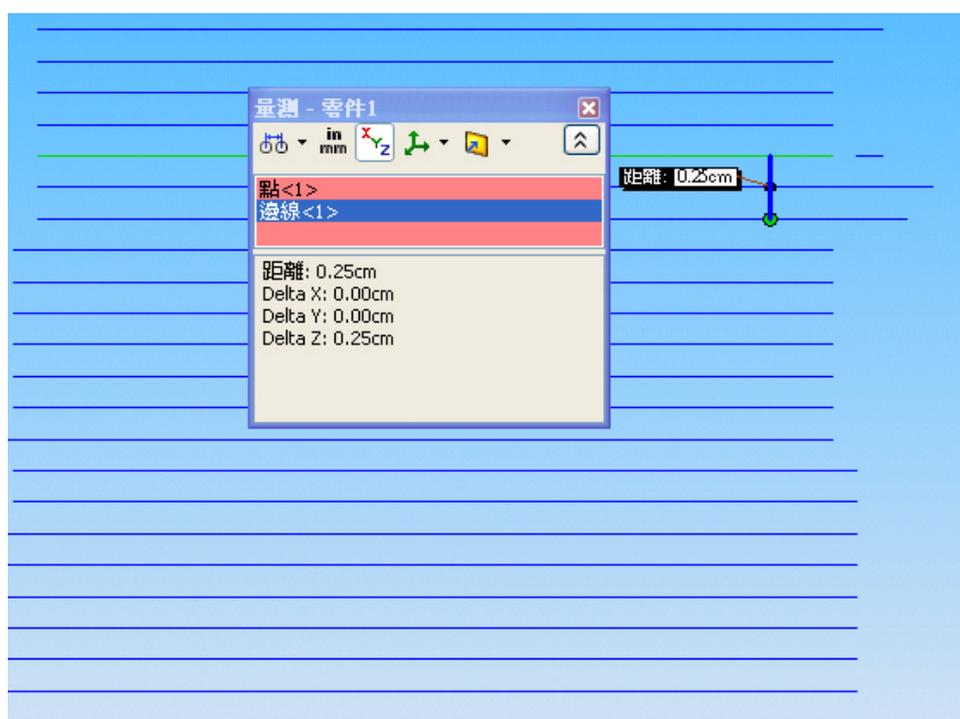


圖 2.48 Solidworks 量測 CT 每層距離

(To measure distance of every layer of CT by Solidworks)

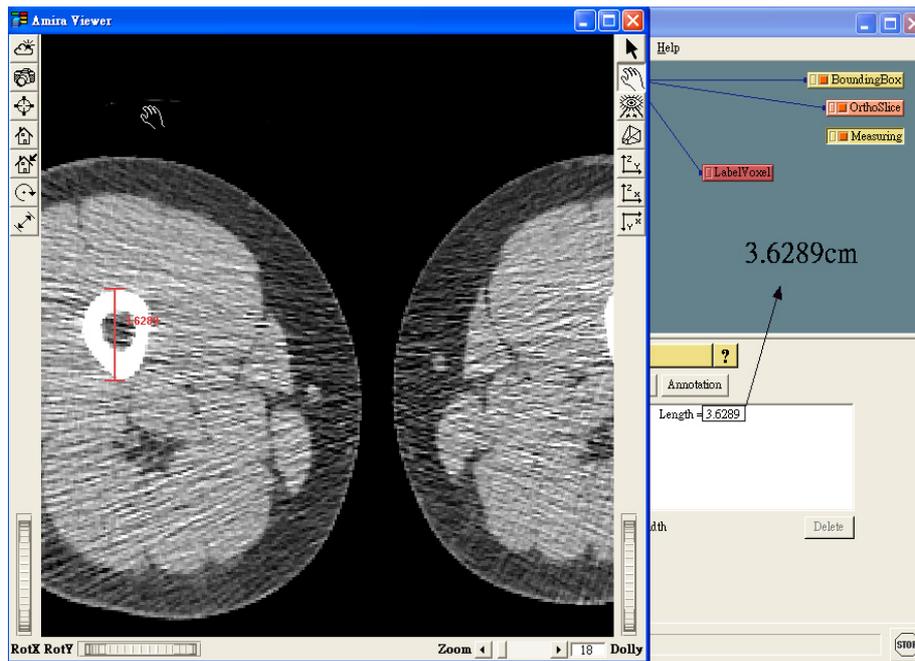


圖 2.49 Amira 量測輪廓長軸的長度

(To measure distance of the major axis of contour by Amira)

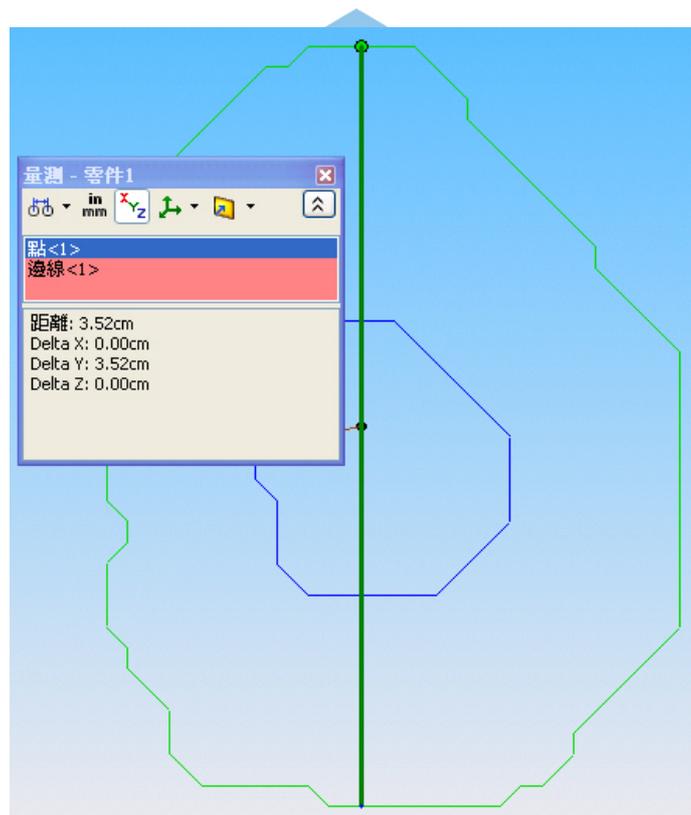


圖 2.50 Solidworks 量測輪廓長軸的長度

(To measure distance of the major axis of contour by Solidworks)

### 第三章 有限元素分析流程說明及驗證

當實體模型建立完成後，可根據欲分析的病例，進入有限元素分析軟體進行生物力學測試，本研究主要以股骨植入人工關節進入有限元素分析軟體 ANSYS，進行生物力學測試分析，可以得到各部位的受力情況，探討其破壞與否。本章節主要先建構人工髖關節植入股骨的簡化力學模型，再來是 von Mises 降伏準則的介紹及有限元素分析流程說明如圖 3.1 並且以簡化的力學模型來探討分析結果，最後取病相關病例 X 光片跟分析結果比對。

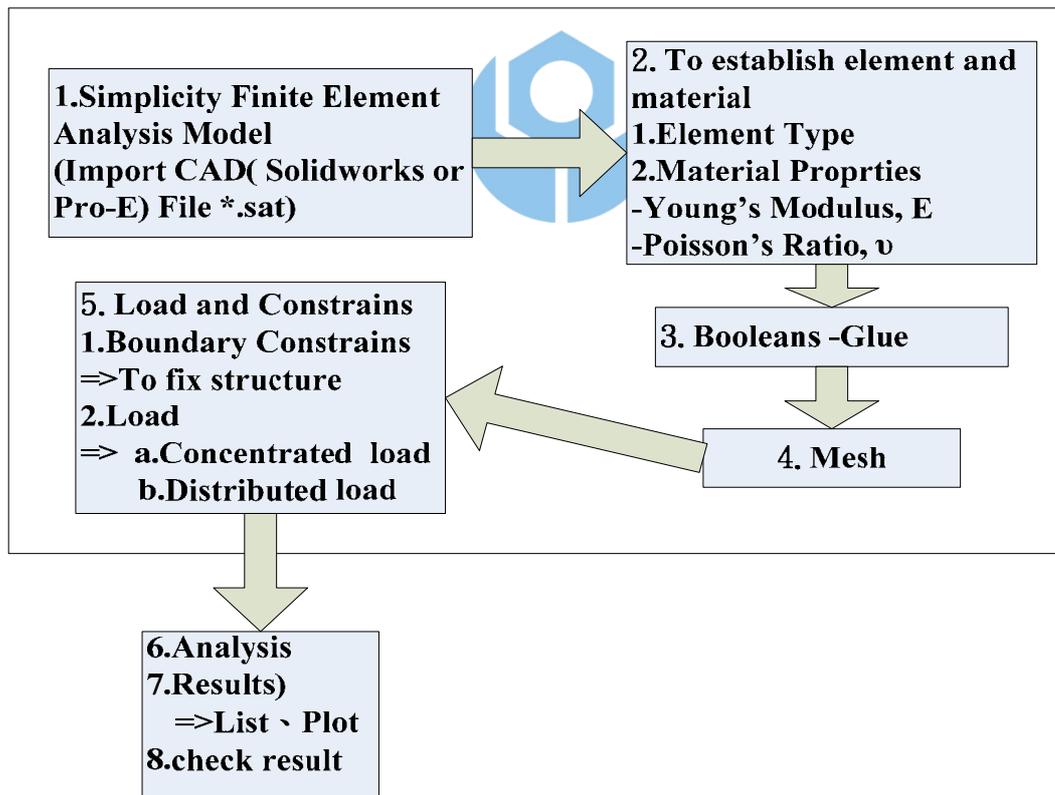


圖 3.1 有限元素分析步驟 (Steps of Finite element analysis)

#### 3.1 人工髖關節植入股骨的簡化力學模型建構[19]

本節把人工髖關節植入股骨的實體模型進行力學模型的簡化，前

面章節提到建立人工關節植入骨頭的實體模型時，植入原則為取植入表面的質心直接垂直植入，其植入軸線與骨頭真實的質心連線會有所偏差，所以簡化的第一步是找出質心軸線，第二步計算植入軸線與質心軸線的夾角。

如圖 3.2 所示，利用 CAD 軟體的內部工具可取得每一輪廓 (Contour) 的質心點，其質心連線如圖 3.3 所示，取各質點的點資料利用統計軟體 SPSS 以迴歸法可逼近各點得到一條直線方程式，為簡化計算過程所以把其質心連線投影在 X-Z 平面上，以 2D 模型來探討其偏心影響，得到的直線方程式為：

$$Z - 22.078X + 2982.365 = 0$$

植入軸線為一垂線，方程式為： $X = \text{常數}$

設兩線夾角為  $\beta$

$$\text{則 } \cos \beta = \frac{-22.078}{\sqrt{(22.078^2 + 1)(1^2 + 0)}}$$

$$\beta = 2.56^\circ$$

其夾角示意如圖 3.3 所示

植入後各部位參數如圖 3.3-3.4 其中  $L_B L_C$  為其骨頭投影長度，根據前面所示參數，建構的簡化力學模型如圖 3.5 所示

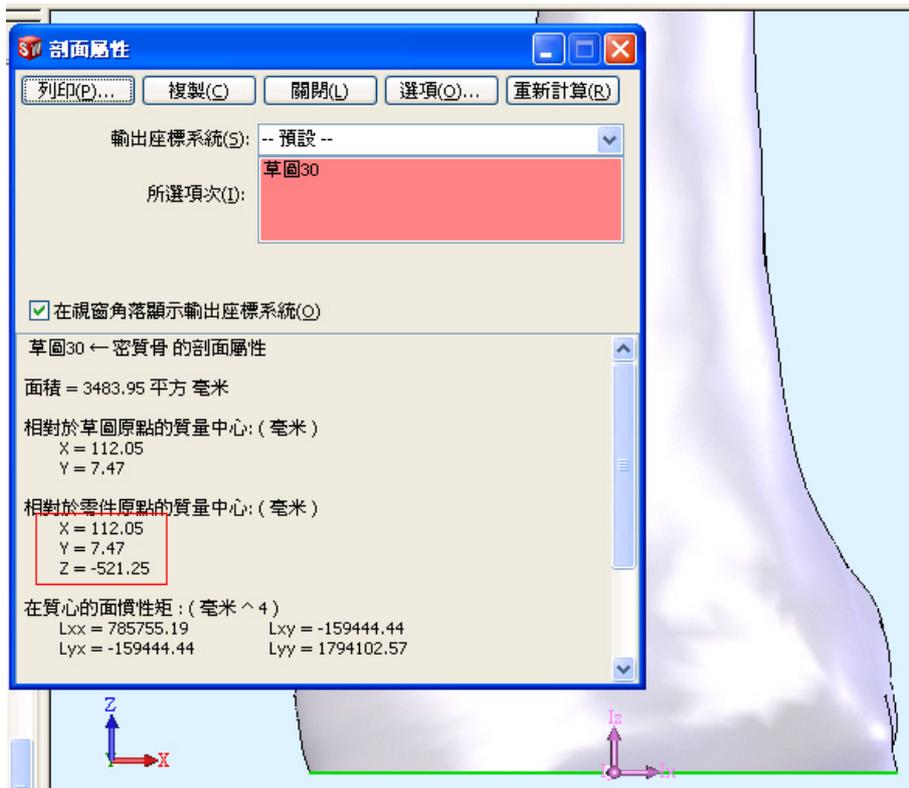


圖3.2 由CAD (Solidworks) 獲得質心  
(Take center of mass via CAD)



圖3.3 質心連線 (Connected center of masses)

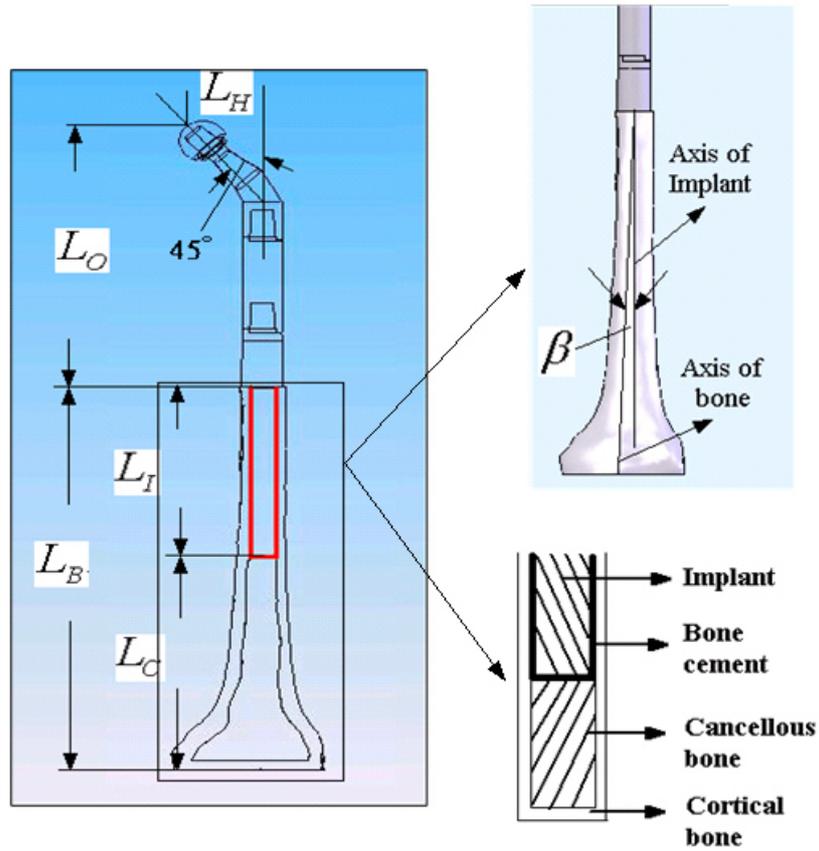


圖3.4 各部位的參數 (Parameter of per part)

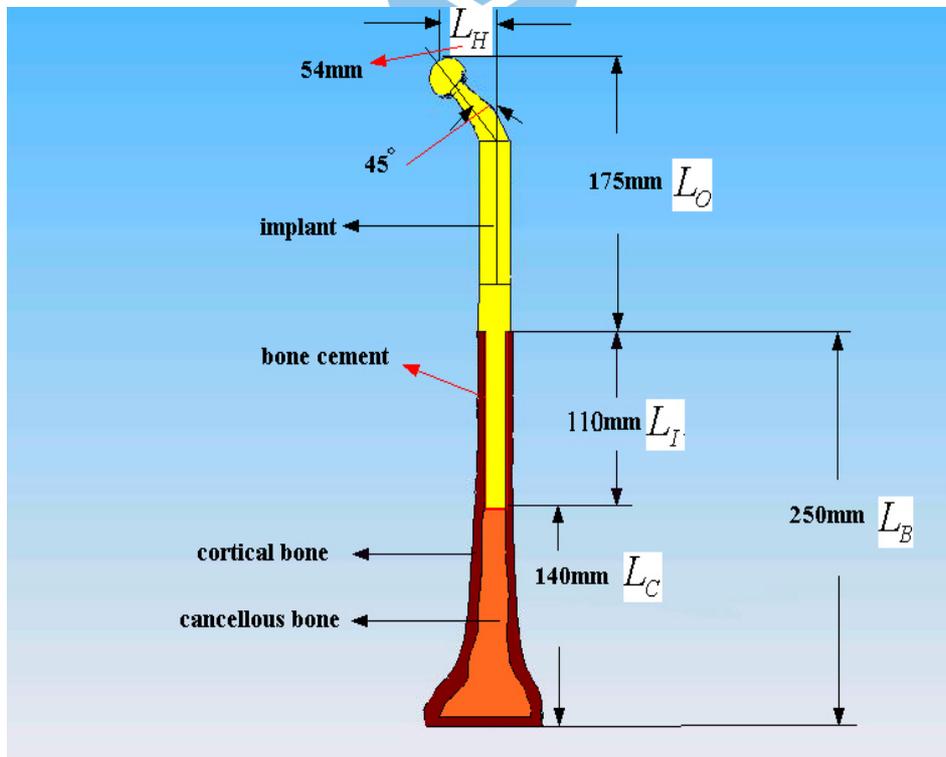


圖3.5 各部位數值 (Value of per part)

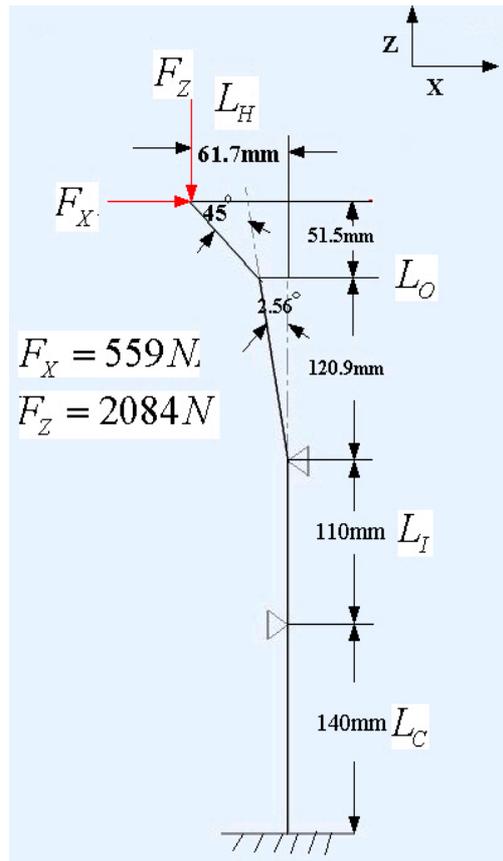


圖3.6 簡化的力學模型（偏心）

(Simplified mechanics model) (Eccentric)

### 3.2 破壞理論-von Mises 降伏準則[30-32]

結構的破壞其實是相當複雜的，可能有各種不同的原因，因此也有相當多破壞預測的理論。材料的性質，許多都是以萬能試驗機對材料作拉伸試驗，單軸拉力的狀態下測試得到的，因此結構破壞預測最簡單、最直接的想法，便是考慮結構受到單軸拉力的狀態下，如果最大正向應力大於材料的「容許應力(Allowable stress)」，便預測會產生破壞。這樣的破壞預測，稱作「最大正向應力破壞理論(Maximum normal stress theory of failure)」。

至於材料的容許應力是多少，也隨著材料性質的不同和實際設計

上的考慮而有所不同。脆性材料破壞通常是直接斷裂，因此容許應力通常考慮採用材料「抗拉強度(Ultimate strength) $S_u$ 」；延展性材料的破壞模式通常是先產生降伏(Yield)造成永久變形，而非直接斷裂，因此考慮容許應力時通常採用材料的「降伏強度(Yielding strength) $S_y$ 」。

破壞理論基本分為最大正向應力破壞理論及最大剪應力破壞理論，也就結構只有單純受到正向應力或者剪應力作用時。可是當結構中應力狀態十分複雜，正向應力、剪應力同時存在，單純正向應力或單純剪應力的破壞理論都不能完全適用，這時候對機械結構破壞的預測，應該考慮「最大應變能破壞理論(Maximum strain energy theory of failure)」。



應變能簡單的說就是外界施力於一彈性元件造成形變時所儲存之位能，例如彈性係數 $k$ 的彈簧，在受到外力 $F$ 作用時產生的應變能便是：

$$u = \frac{1}{2} E \varepsilon^2 = \frac{\sigma^2}{2 E}$$

最大應變能破壞理論是以材料試片作單軸拉伸試驗，在產生降伏時的單位體積應變能為比較基準，這個理論預測不管在如何複雜的應力狀態下，只要產生的總單位體積應變能大於材料試片作單軸拉伸試驗產生降伏時的單位體積應變能，材料即產生降伏。根據這個想法，可以推導出在複雜應力狀態下所謂「等效應力(Equivalent stress)」 $\bar{\sigma}$ 如下：

$$\bar{\sigma} = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

$\bar{\sigma}$  也被稱作「von Mises 應力」，材料在此等效應力下產生的總單位體積應變能，將會大於材料試片作單軸拉伸試驗產生降伏時的單位體積應變能，因此最大應變能破壞理論預測當等效應力  $\sigma > \bar{\sigma}$  時，材料即產生破壞。從上式中可以看出，當  $\sigma_2=0$ 、 $\sigma_3=0$  時， $\sigma_1=\bar{\sigma}$ ，亦即最大應變能破壞理論和最大正向應力破壞理論完全相同。

由上述得知對於材料，預測其失效最合適的方法為 von Mises Criteria。故在有限元素分析中採用 von Mises 應力作為材料破壞的參考依據。von Mises Criteria 假設當物體中的等效應力  $\bar{\sigma}$  (Effective stress)，達到該材料於單軸拉伸實驗下所得的降伏應力 (Yield stress)  $\bar{\sigma}$  時，降伏即會發生。以下是其公式推導驗證：

在三次元應力狀態中，x、y、z 座標的應力分量可表示為  $\sigma_{xx}$ 、 $\sigma_{yy}$ 、 $\sigma_{zz}$ 、 $\tau_{yz}$ 、 $\tau_{zx}$ 、 $\tau_{xy}$ 。則三軸的主應力可用下式的三個根表示，即：

$$\sigma_n^3 - J_1 \sigma_n^2 - J_2 \sigma_n - J_3 = 0 \text{-----(1)}$$

式中： $J_1 = \sigma_{xx} + \sigma_{yy} + \sigma_{zz}$

$$J_2 = -(\sigma_{yy} \sigma_{zz} + \sigma_{zz} \sigma_{xx} + \sigma_{xx} \sigma_{yy}) + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2 + \tau_{xy}^2$$

$$J_3 = \sigma_{xx} \sigma_{yy} \sigma_{zz} + 2\tau_{yz} \tau_{zx} \tau_{xy} - \sigma_{xx} \tau_{yz}^2 - \sigma_{yy} \tau_{zx}^2 - \sigma_{zz} \tau_{xy}^2$$

這些值分別為應力張量的不變量，縱使座標方向改變這些值仍然不變。金屬材料於塑性變形的範圍內，其體積不會改變，如有所變化，

皆在彈性變形範圍內形成。

影響體積的應力：垂直應力  $\sigma$

不影響體的應力：剪應力  $\tau$

$$\text{平均垂直應力 } \sigma_m = \frac{1}{3}(\sigma_{xx} + \sigma_{yy} + \sigma_{zz})$$

$$\text{偏差應力： } \sigma'_{xx} = \sigma_{xx} - \sigma_m$$

$$\sigma'_{yy} = \sigma_{yy} - \sigma_m$$

$$\sigma'_{zz} = \sigma_{zz} - \sigma_m$$

則可用下式代替式 (1) 確定應力偏量主值  $\sigma'_n$  的特徵方程式

$$\sigma_n'^3 - J_1' \sigma_n'^2 - J_2' \sigma_n' - J_3' = 0$$

$$\text{則： } J_1' = \sigma'_{xx} + \sigma'_{yy} + \sigma'_{zz}$$

$$J_2' = -(\sigma'_{yy} \sigma'_{zz} + \sigma'_{zz} \sigma'_{xx} + \sigma'_{xx} \sigma'_{yy}) + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2 + \tau_{xy}^2$$

$$J_3' = \sigma'_{xx} \sigma'_{yy} \sigma'_{zz} + 2\tau_{yz} \tau_{zx} \tau_{xy} - \sigma'_{xx} \tau_{yz}^2 - \sigma'_{yy} \tau_{zx}^2 - \sigma'_{zz} \tau_{xy}^2$$

其中  $J_1' = 0$ ， $J_2'$  可改寫為  $J_2' = 1/6[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]$

$\sigma_1$ 、 $\sigma_2$ 、 $\sigma_3$  為三軸主應力

$$\text{令 } J_2' = k^2$$

欲求出常數  $k$  的大小，即其與拉伸試驗產生降的關係，可由已知降伏

時，單軸拉伸狀態為

$$\sigma_1 = \sigma_r, \sigma_2 = 0, \sigma_3 = 0$$

$$\text{帶回上式得 } \bar{\sigma} = \sqrt{3}k = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

von Mises 降伏準則是應用在均質及延性材料上，骨頭實際上為非均質且為脆性材料，但為了簡化計算，本研究假定骨頭為均質線性材料，則密質骨 (Cortical bone) 楊氏模數 (Young's modulus,  $E$ ) 17500MPa，浦松比 (Poisson's ratio,  $\nu$ ) 為 0.3，疏松骨 (Cancellous bone) 楊氏模數 1000MPa，浦松比為 0.3 [33-34]。

雖然骨頭為脆性材料，可是脆性及延性材料的區分主要在降伏區內，也就是超出線性區，本研究分析中假定材料在受力變化中為線性變化所以也適用於 von Mises 降伏準則。



### 3.3 有限元素分析流程說明

#### 3.3.1 模型輸入及材料設定

將人工髖關節植入股骨後由CAD產生之簡化實體模型，輸出檔案 (\*.sat) 格式以供有限元素分析軟體ANSYS進行前處理，即得到三維有限元素模型如圖3.7所示。

各材料性質的給定，首先假設材料為線性、彈性、等向性，材料性質包含 Young's Modulus (Mpa)和 Poisson's Ratio，如表 3.1。股骨的主要成分包含密質骨 (Cortical bone)、鬆質骨 (Cancellous Bone)，人工關節植入後則以骨水泥固定。

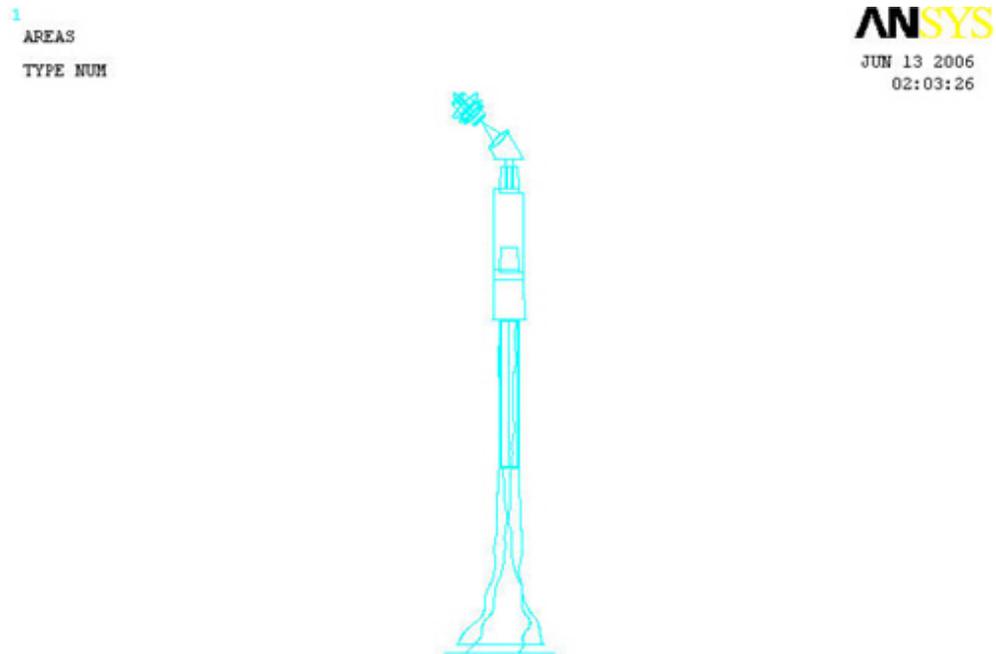
密質骨 (Cortical bone)：在骨的外表，形成一片堅硬連續的物質並造成骨頭的堅硬度。由於密質骨材質較均勻可視為等向性 (Isotropic) 之彈性材料。所以本研究以等向性元素去模擬，楊氏模數 (Young's modulus, E) 17500MPa，浦松比 (Poisson's ratio,  $\nu$ ) 為 0.3。

疏鬆骨 (Cancellous bone)：鬆質骨主要由細小針狀的骨小樑 (Trabeculae) 所構成的交錯而連通的網狀構造。骨小樑是由鈣鹽所沈積，骨髓圍繞於其四周。本研究亦以等向性元素去模擬，楊氏模數 1000MPa，浦松比為 0.3。

骨水泥 (Bone cement)：將植入物與股骨介面結合，楊氏模數

2200MPa，浦松比為 0.3。

人工膝關節植入物（Implant）：材質為鈷鉻鉬合金(Co-Cr-Mo)，  
楊氏模數 248000MPa，浦松比為 0.3。



File: 2

圖 3.7 SolidWorks 輸出檔案(\*.sat)至 ANSYS  
(SolidWorks outputs the file (\*.sat) to ANSYS)

Table3.1 有限元素模型之材料係數與材料性質[33-34]

(Material coefficient of the finite element model and material property)

Material	Young's Modulus E (MPa)	Poisson's Ratio	Element Type	Material Property
植入物 (Implant)	248000	0.3	Solid 95	等向性 (isotropic)
骨水泥 (Bone cement)	2200	0.3	Solid 95	等向性 (isotropic)
鬆質骨 (Cancellous bone)	1000	0.3	Solid 95	等向性 (isotropic)
密質骨 (Cortical bone)	17500	0.3	Solid 95	等向性 (isotropic)

### 3.3.2 模型布林運算-黏合、網格化

本研究假設所有介面須為緊密結合透過ANSYS的模型布林運算

(Booleans operation) 黏合 (Glue) 功能將所有介面完全結合，如圖

3.8。

植入物與股骨皆為不規則實體模型，在進行模型網格時則選用元素 Solid95 (3-D 20-node structural solid)，如圖 3.9。Solid95 有 20 個節點，網格型態也可變化為四面體 (Tetrahedral)、三角錐體 (Pyramid) 和角柱體 (Prism)，適用建立不規則 3-D 實體模型網格化 (Meshing)。所有的模型並以 Smart Mesh 網格分割，可以得到最佳化之三維網格。網格化後的模型如圖 3.10。

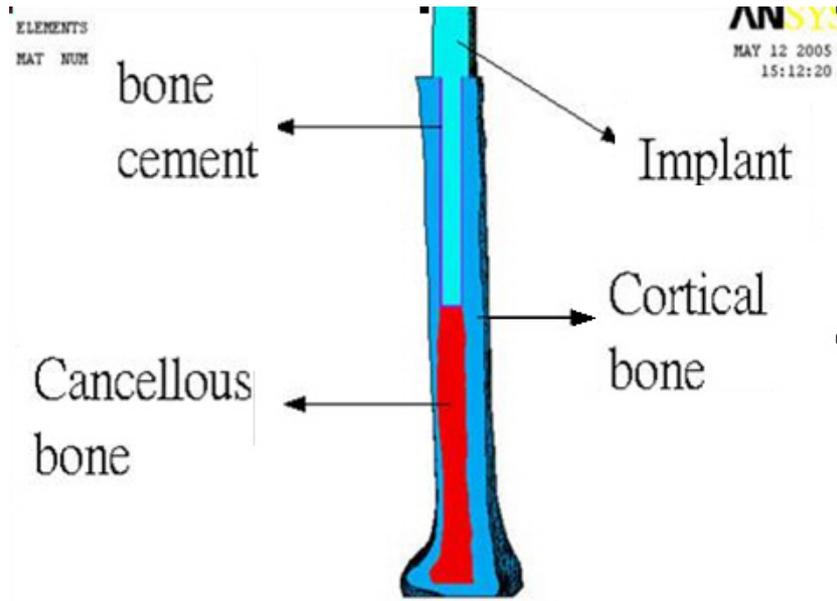


圖 3.8 完全黏合面模型之細部剖面  
(Cross section of total glue model)

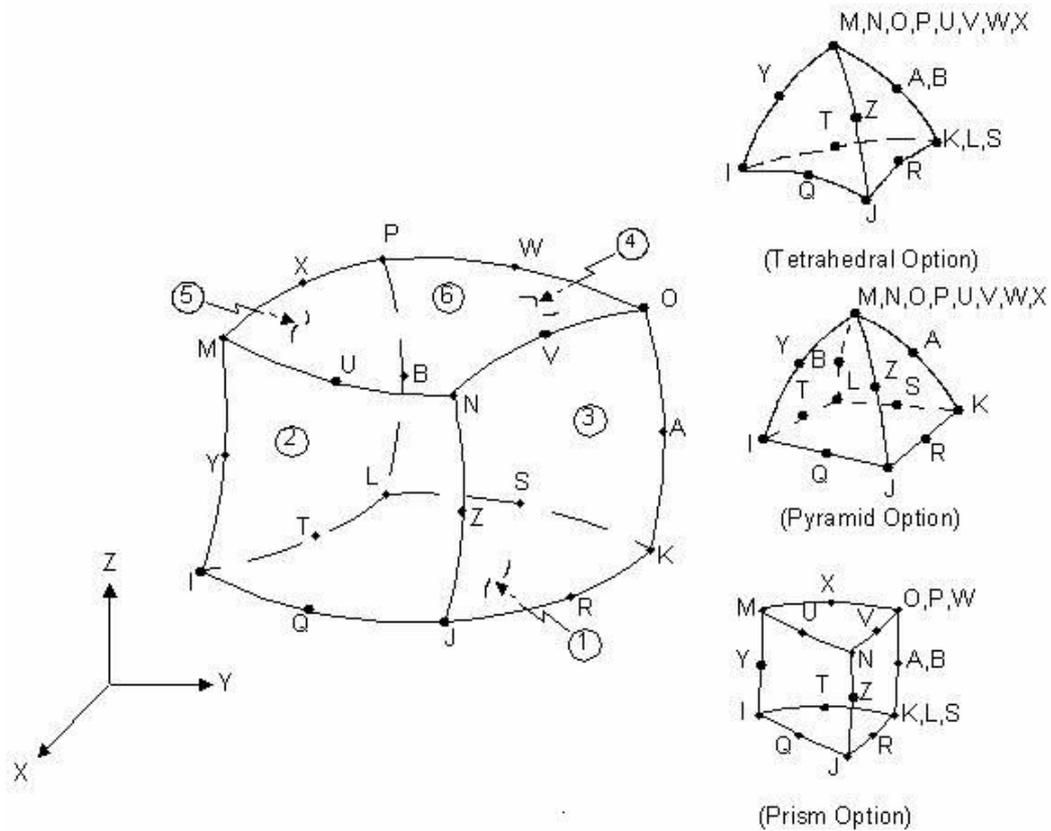


圖 3.9 Solid95 3-D 20-Node Structural Solid[35]

ELEMENTS  
MAT NUM

ANSYS  
MAY 12 2005  
15:13:48



File: all

圖 3.10 模型網格化 (Mesh model)

### 3.3.3 模型負荷與邊界條件

有限元素模型的受力條件與邊界條件如圖 3.6。

- (1) 受力條件 (Loading condition)：施力部分，則模擬正常人在單腳站立時，髖關節受力的狀態。原始病人體重約為 70 公斤，本研究假設體重為 700 N，關節受力約達三倍體重 2158 N，即施力於股小球球心位置，其詳細分量： $\vec{F} = 531.2\vec{i} + 666.86\vec{j} - 1982.45\vec{k}$  ( $F_x = 531.2N$ 、 $F_y = 666.86N$ 、 $F_z = -1982.45N$ ) [36]。
- (2) 邊界條件 (Boundary condition)：股骨底端設定為完全固定[37] (Full Fixed)。

1  
ELEMENTS  
NFOR  
RFOR



File: all

圖 3.11 有限元素模型之邊界條件  
(Boundary condition of the finite element model)

### 3.3.4 有限元素分析結果及其合理性

模型在有限元素分析前處理後，即可在有限元素分析後處理，得到分析結果，並可將結果以圖示 (Plot) 或是列示 (List) 呈現，得到的結果並須檢驗合理性，如模型的施力點及邊界條件固定端 (圖 3.6) 都可能造成應力集中的現象，故要將這些部分元素刪除，才能得到模型正確的結果。根據前面設定分析結果如圖 3.12-3.16，分別為密質骨、鬆質骨、骨水泥及人工關節的最大 von Mises stress[38]。其中人工關節在施力點也就是球頭的部位發生應力集中現象如圖 3.15，必須把此部份元素刪除也能得到正確的結果如圖 3.16

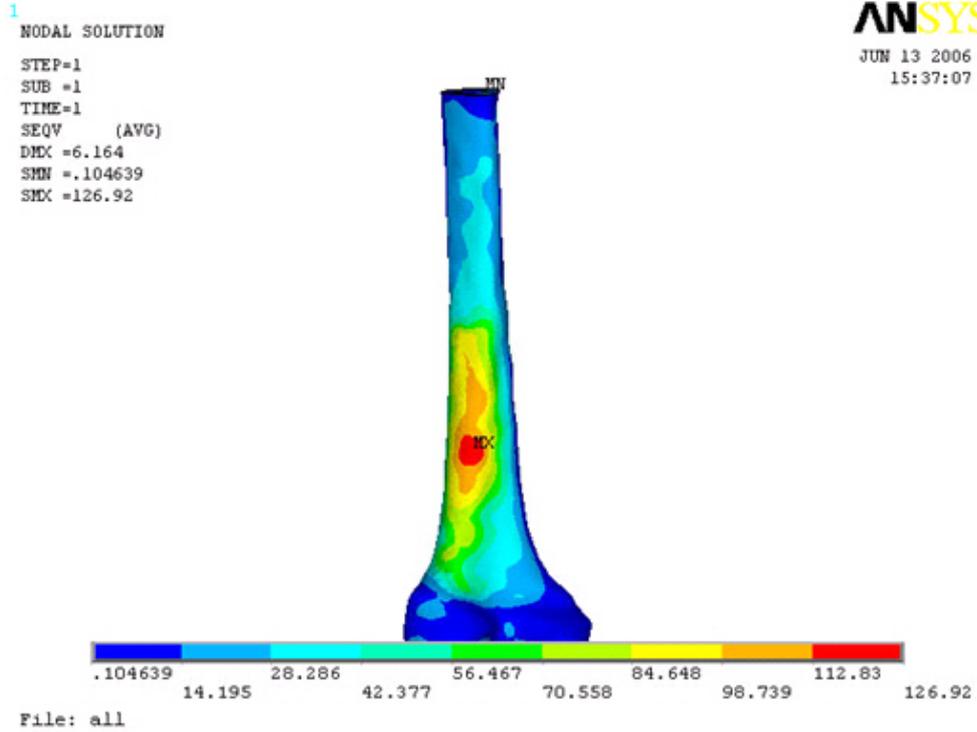


圖 3.12 密質骨 Max.von Mises 應力值  
(Max. von Mises stress of cortical bone)

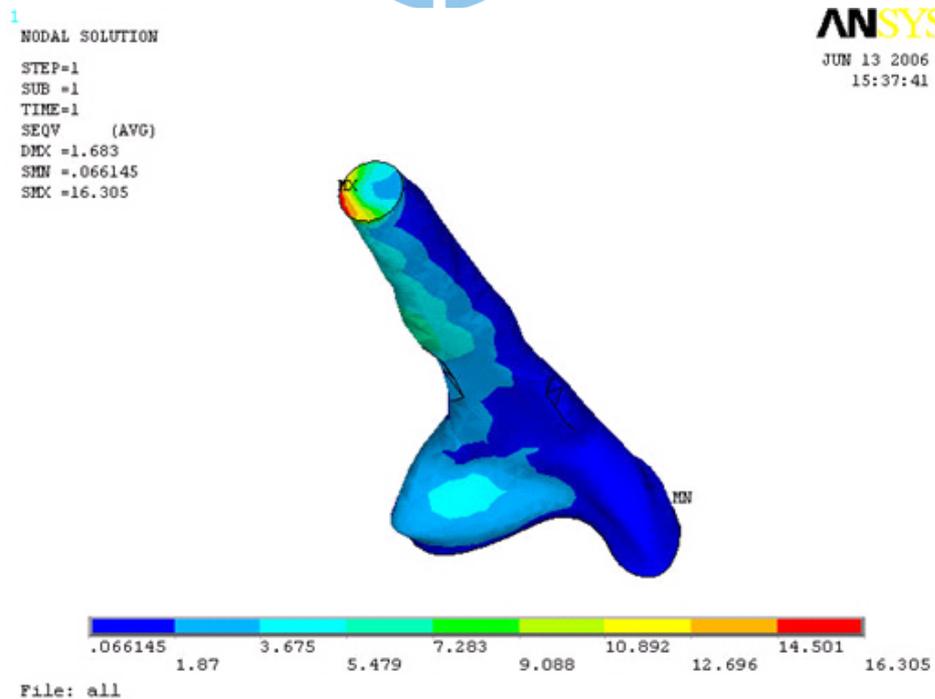


圖 3.13 鬆質骨 Max.von Mises 應力值  
(Max. von Mises stress of Cancellous bone)

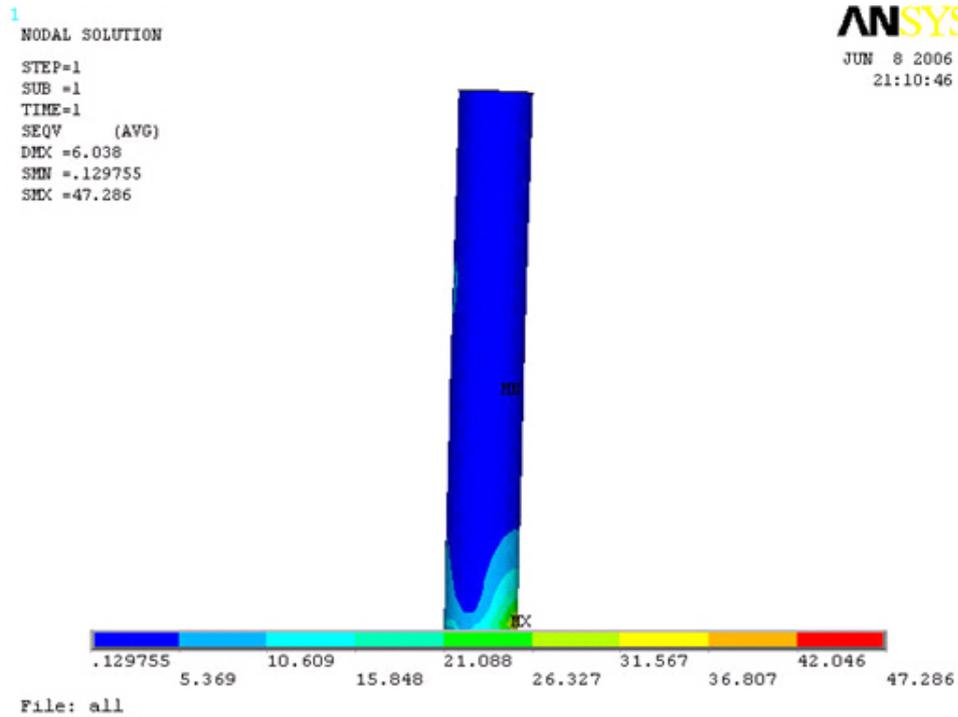


圖 3.14 骨水泥 Max.von Mises 應力值  
(Max. von Mises stress of bone cement)

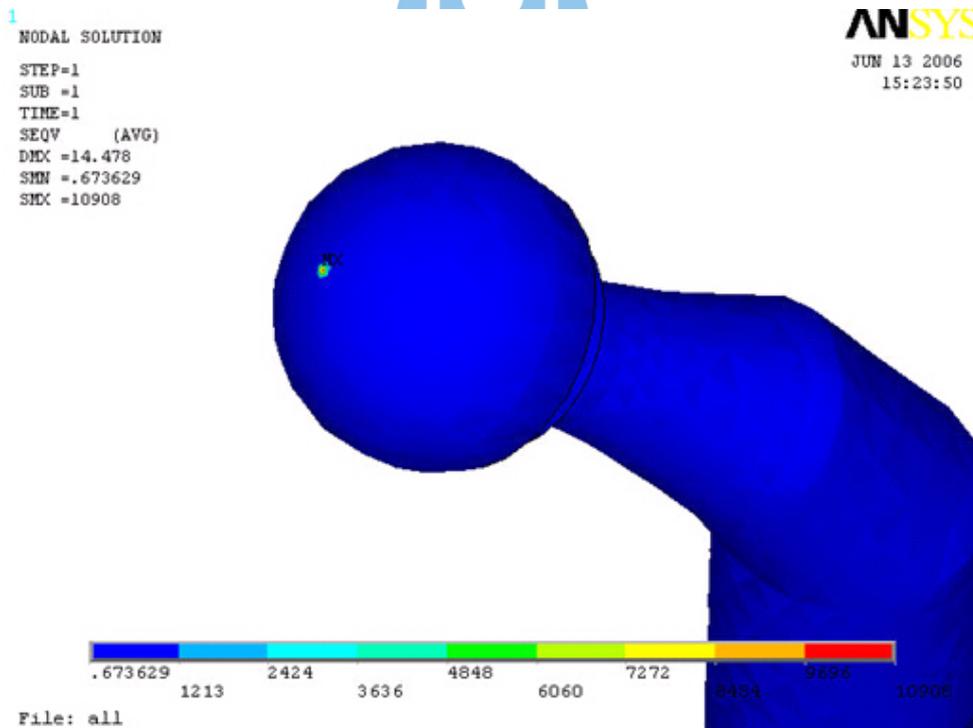


圖 3.15 人工關節 Max.von Mises 應力值 (應力集中)  
(Max. von Mises stress of Implant) (Stress concentration)

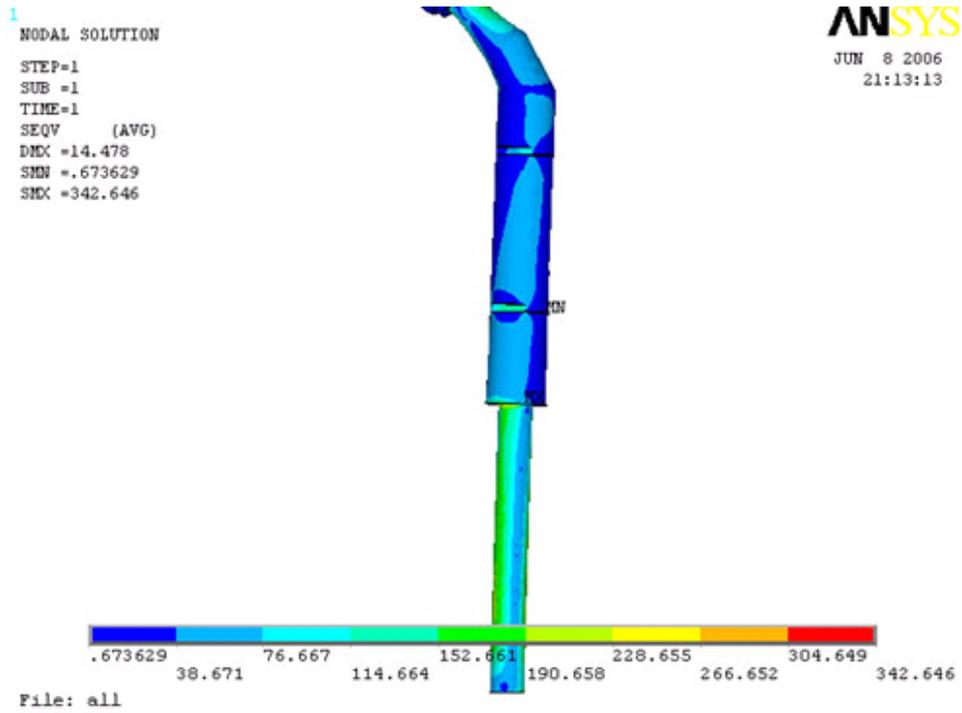


圖 3.16 人工關節 Max.von Mises 應力值  
 (Max. von Mises stress of Implant)



### 3.4 有限元素分析驗證

本章節主要針對模組化人工關節植入股骨之有限元素分析的可靠性提出相關驗證。驗證主要分為兩個部份，首先拿先前推導的簡化力學模型計算結果與有限元素分析比對，再來取得相關病例 x 片相互比較。

#### 3.4.1 簡化力學模型與有限元素分析比較

簡化的力學模型如圖 3.6，施力條件如前敘：

$$\vec{F} = 531.2\vec{i} + 666.86\vec{j} - 1982.45\vec{k} \quad (F_x = 531.2N, F_y = 666.86N, F_z = -1982.45N)$$

合力為 2158kN 因為模型簡化為 2D(X-Z 投影)，所以把合力重新分為：

$$\vec{F} = 559\vec{i} - 2084\vec{k} \quad (F_x = 559N, F_z = -2084N)$$

計算可得其端點反力及彎矩圖如圖 3.17 由此得知  $F_z$  之最大彎矩對於端點 a 到 c 造成相同的影響又  $F_x$  的最大彎矩發生在端點 b 也就是骨柄植入的末端，此結果與先前有限元分析相符合如圖 3.12。

由前面計算得知骨頭質心連線與植入軸線有偏心，所以以簡化力學模型計算偏心所造成的影響，假設植入未偏心其簡化力學模型如圖 3.18，計算得端點反力及彎矩圖如圖 3.19，由圖得知偏心植入不管是  $F_z$  或  $F_x$  所造成的最大彎矩都明顯變大，所以偏心植入會比較容易造成破壞。

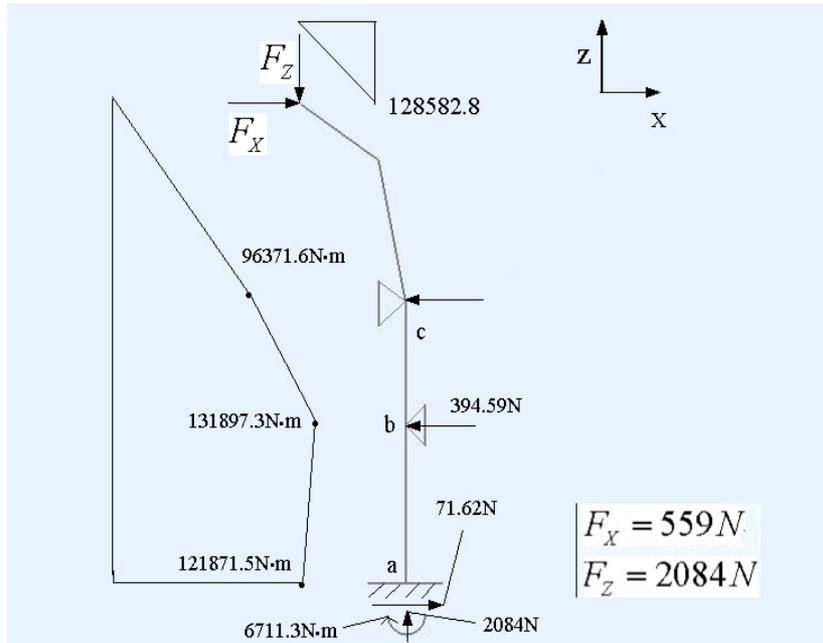


圖3.17 彎矩圖及各部位應力（偏心）

( Bending-moment diagram and stress of per part ) ( eccentric )

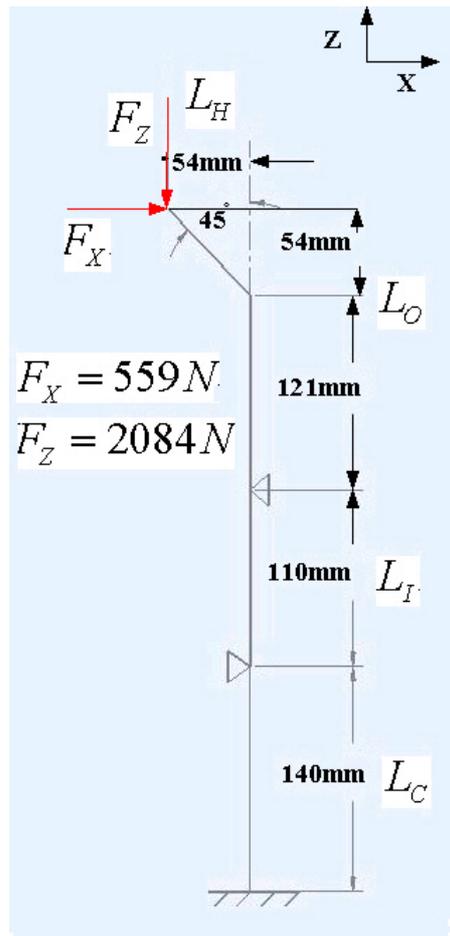


圖3.18 簡化的力學模型（未偏心）

( Simplifid Mechanics Model ) ( No eccentric )

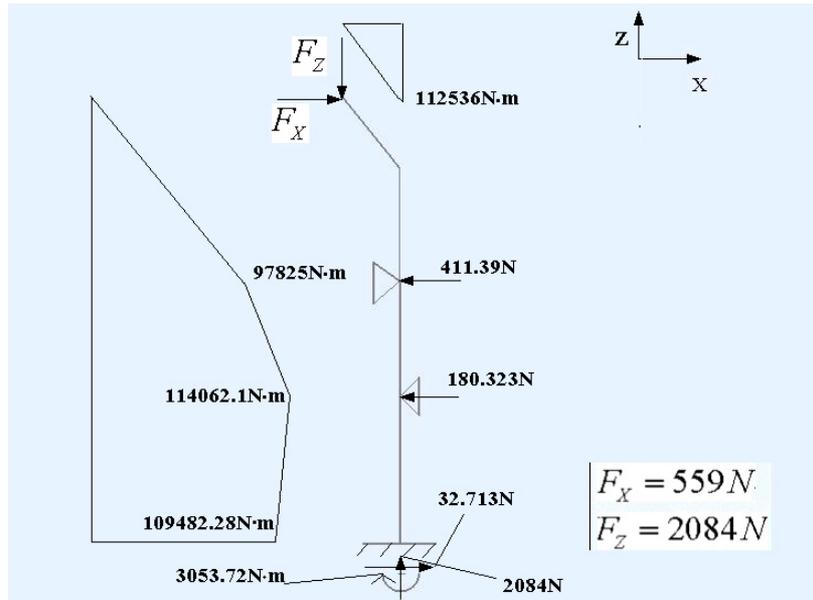


圖3.19 彎矩圖及各部位應力（未偏心）

（Bending-moment diagram and stree of per part）（No eccentric）

### 3.4.2 有限元素分析結果與病例X光片比較

首先取得相關病例的X光片如圖3.20，為末端股骨人工關節植入股骨多年後頂出股骨的情況。相同情況也有發生在人工髌關節植入股骨多年後，由於置換人工髌關節的病例不多X光片不易獲得，所以本研究根據上敘分析方法另建立末端股骨的人工關節植入股骨之BPM分析來比較。如圖3.21為所建立的實體模型及各部位參數，進入ANSYS的模擬步驟如前面所敘，得到密質骨的受力情況如圖3.14，最大受力處為骨柄植入的末端靠近股骨的外側，與取得的病例X光片骨柄頂出的位置相符，至於人工髌關節植入股骨的情形如圖3.22，也同樣位於骨柄植入末端靠近股骨的外側部位。由此得知有限元素分析出來的應力分佈已得到驗證。



圖3.20 病例X光片 (X-ray of Subject)

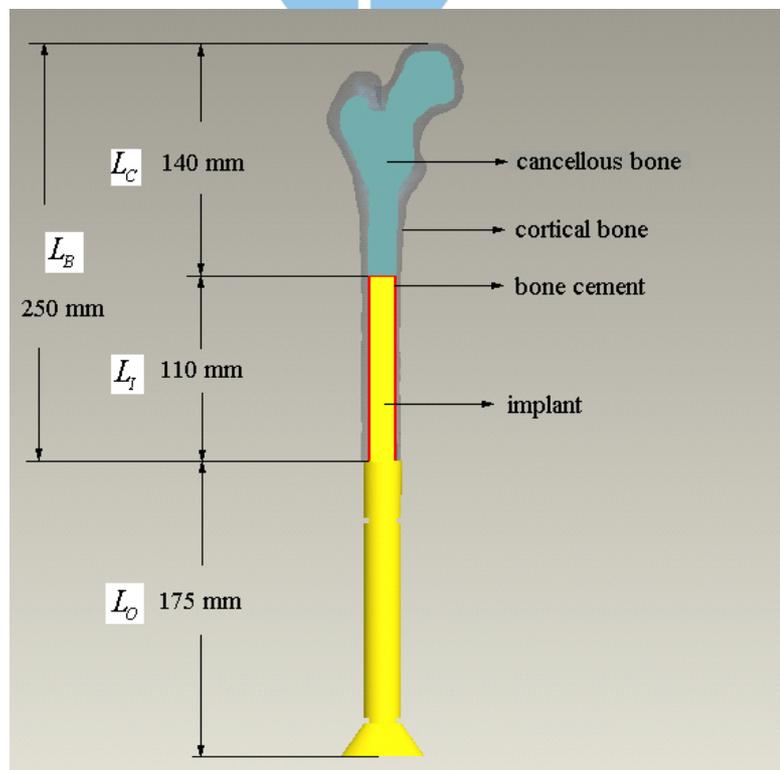


圖3.21 實體模型 (BPM)

1  
NODAL SOLUTION  
STEP=1  
SUB =1  
TIME=1  
SEQV (AVG)  
DMX =10.336  
SMN =-.075595  
SMX =92.83

ANSYS

JUN 17 2006  
16:38:49

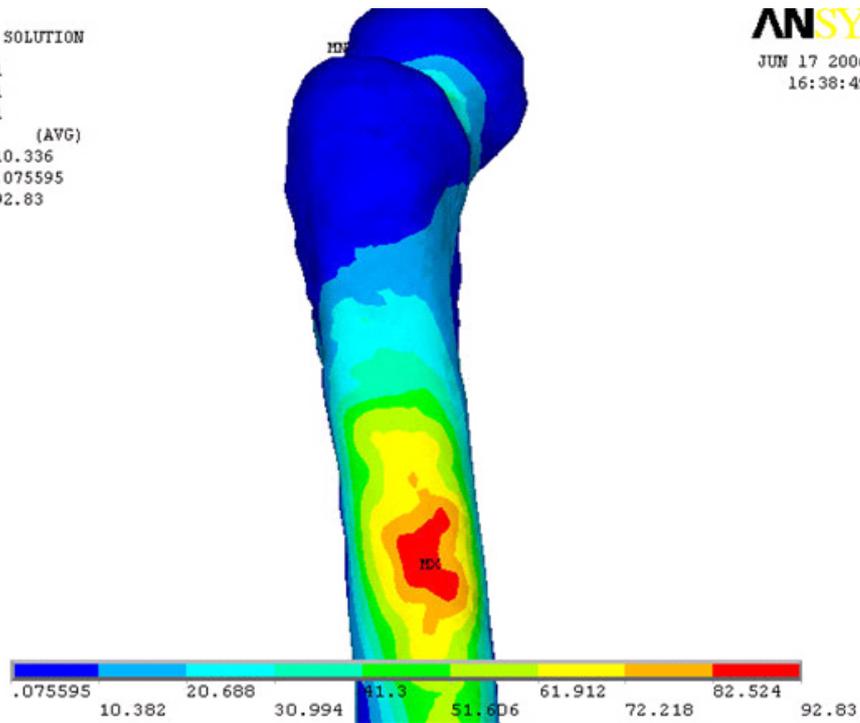


圖 3.22 密質骨 Max.von Mises 應力值  
(Max. von Mises stress of cortical bone)

## 第四章 身高體重的變化對於訂人工髖關節植入 股骨的影響研究

身高體重是最直接影響人工關節植入的應力變化，所以本章節以人工髖關節植入股骨來探討身高體重的變化對應力的影響

### 4.1 分析的參數設定

分析的實體模型如前章節所敘，原股骨長度為 425mm，殘肢股骨長度為 250 mm，其實體模型如圖 4.1。模型包含 4 部份，分別是密質骨、鬆質骨、人工髖關節、及骨水泥（圖 4.2-4.5），其中鬆質骨為鑽孔過後殘留的部份。



從之前研究中的田口法分析實驗中得知骨柄的直徑為人工關節幾何上影響應力最為顯著的因子[26]，所以把骨柄的直徑也列入考慮變因，分析的變因主要有以下三個：

- (1) 改變受力條件(體重)分別為 50、60、70、80、90 公斤。
- (2) 改變身高(人工關節 segment 的部份)40,60,80 mm。本研究以人工關節植入股骨的外內長度比  $L_o / L_i$  表示如圖 4.5 原始比例為  $175/110=1.591$ ，隨著 segment 長度增減比例分別變成 1.773, 1.409。雖然現在植入深度固定 ( $L_i$  固定)，可是植入深度因對其個部位受力有影響，未來希望加入探討，所以身高採用外內長度比表示。

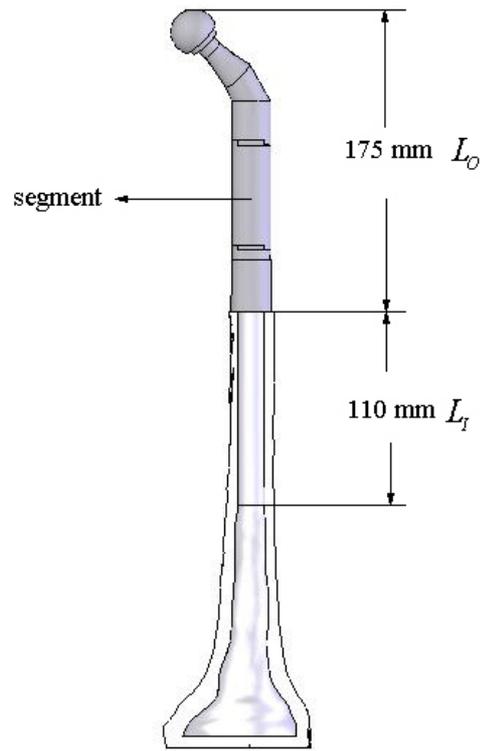


圖 4.1 組合圖 (Assembly picture)



圖 4.2 密質骨 (Cortical bone)

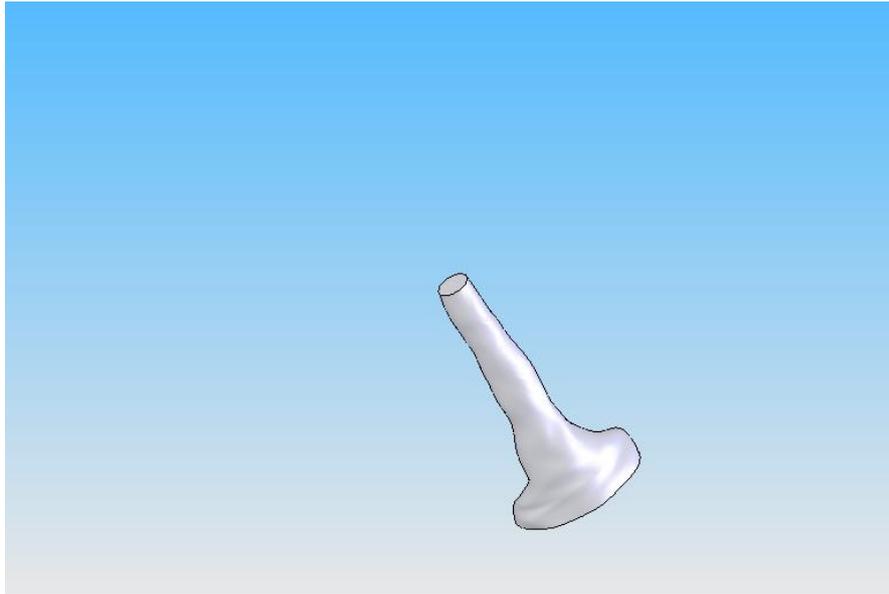


圖 4.3 鬆質骨 (Cancellous bone)

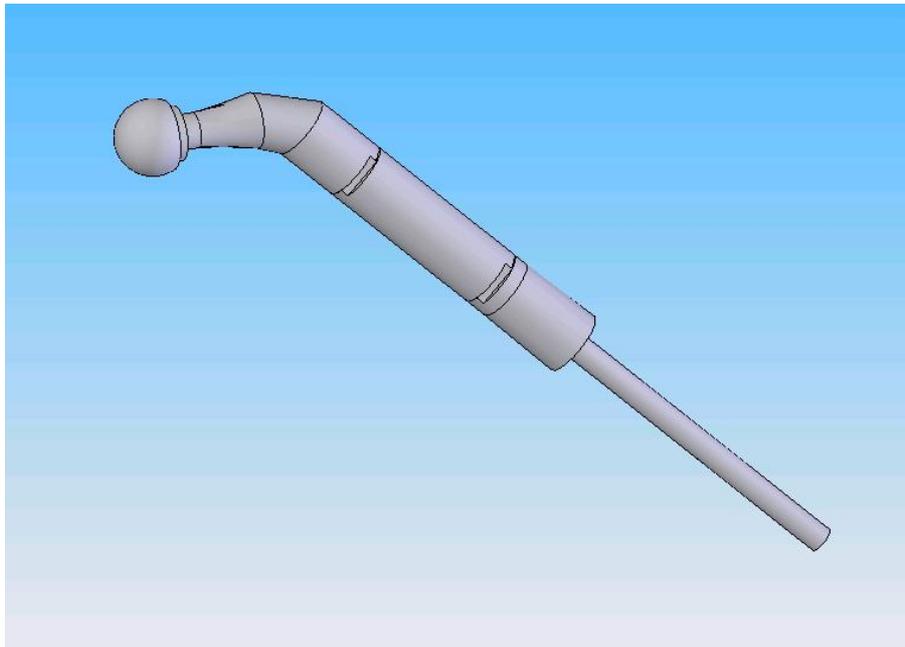


圖 4.4 人工髖關節 (Total Hip joint)

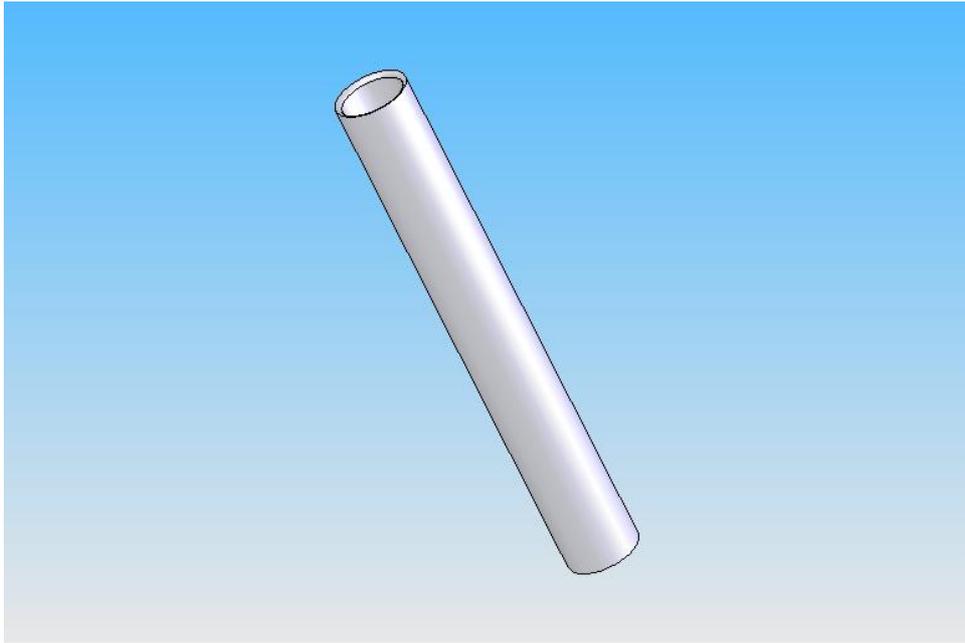


圖 4.5 骨水泥 (Bone cement)



## 4.2 分析的結果數據與探討

整個分析流程步驟如前章節所述，唯一不同的地方，在於施加負荷有 50-90kg 五種不同的差異量。加以分析後，可得到各組模擬分析的 Max.von Mises 應力值，即包含疏鬆骨、密質骨、骨水泥和植入物等部分，在其變因下各部份的 Max.von Mises 應力值如表 4.-4.詳細分析結果可參考附錄 B，由分析出來的數值可知道疏鬆骨的所受應力值很小，骨水泥的厚度因為隨著骨柄的直徑變化而有所改變所以鬆質骨及骨水泥不列入討論，密質骨的應力因為骨水泥厚度的變化所以分析結果隨著骨柄直徑的改變並沒有明顯的變化，所以針對人工關節植入的內外長度比和體重的變化針對人工關節及密質骨以統計軟體 SPSS[40]得到兩迴歸方程式：

$$y = -54.02 + 1.814x_1 + 33.712x_2 \dots\dots\dots (1)$$

其中  $y$  為密質骨所受到的最大 von Mises stress， $x_1$  為病人的體重， $x_2$  為人工關節植入的外內長度比。

而人工關節發現使用的骨柄直徑越粗應力值就越小，所以可以針對各個不同的骨柄直徑求出人工關節植入的外內長度比跟體重的變化得到迴歸方程式，固定直徑為 9 得到迴歸方程式如下：

$$y = -595.852 + 5.813x_1 + 374.317x_2 \dots\dots\dots (2)$$

其中  $y$  為人工關節所受到的最大 von Mises stress， $x_1$  為病人的體重，

$x_2$  為人工關節植入的外內長度比。人工關節的變因比較多所以針對其方程式來探討其可靠性，根據式 2 帶入人工關節的破壞強度  $y=700\text{MPa}$ ， $x_2$  為 1.591 求得  $x_1$  約為 120 公斤，把上敘條件代入 ANSYS 分析可求得人工關節的最大 von Mises stress 為 706MPa 如圖 4.7，再來固定  $x_1$  為 70 (也就是 70 公斤)，則  $x_2$  為 2.374 是身高約長高 8.62 公分，以 9 公分代入 (segment 伸長 9 公分)，代入 ANSYS 得到人工關節的最大 von Mises stress 為 718MPa 如圖 4.8 據上述結果可證明求得的迴歸方程式可以有效的推估應力值。

再固定骨柄為 11 mm 可以求得一迴歸方程式：

$$y = -511.292 + 5.230x_1 + 330.410x_2 \dots\dots\dots (3)$$

如上述方法先固定  $x_2$  為 1.591， $x_1$  為 131 也就是 131 公斤，以 130 代入 ANSYS，分析結果為 692Mpa 如圖 4.9  $x_1$  為 70 公斤，可以得到  $x_2$  為 106.38 也就是長高 106.38 mm，以 110 代入 (segment 伸長 110 mm)，分析結果為 719MPa 如圖 4.10 兩各公式推導及證明可以推知迴歸方程式可以有效推估分析的應力。

表 4.1 體重及骨柄直徑對密質骨 von Mises stress 的影響

Table 4.1 MVMS of cortical bone with different weight and stem diameter

Weight (kg)	Stem-Diameter (mm)		
	9	11	13
<b>50</b>	<b>88.40</b>	<b>90.49</b>	<b>90.65</b>
<b>60</b>	<b>106.08</b>	<b>108.59</b>	<b>108.78</b>
<b>70</b>	<b>123.76</b>	<b>126.69</b>	<b>126.92</b>
<b>80</b>	<b>141.44</b>	<b>143.65</b>	<b>145.53</b>
<b>90</b>	<b>159.12</b>	<b>161.61</b>	<b>163.18</b>

Unit:MPa

表 4.2 體重及骨柄直徑對人工關節的 von Mises stress 的影響

Table 4.2 MVMS of stem implant with different weight and stem diameter

<b>50</b>	<b>290.07</b>	<b>272.61</b>	<b>244.74</b>
<b>60</b>	<b>348.09</b>	<b>327.13</b>	<b>293.69</b>
<b>70</b>	<b>406.10</b>	<b>381.66</b>	<b>342.64</b>
<b>80</b>	<b>464.12</b>	<b>429.03</b>	<b>391.59</b>

Unit:MPa

表 4.3 體重及骨柄直徑對骨水泥 von Mises stress 的影響

Table 4.3 MVMS of bone cement with different weight and stem diameter

Weight (kg)	Stem-Diameter (mm)		
	9	11	13
<b>50</b>	<b>23.82</b>	<b>25.31</b>	<b>33.77</b>
<b>60</b>	<b>28.59</b>	<b>30.37</b>	<b>40.53</b>
<b>70</b>	<b>33.35</b>	<b>35.44</b>	<b>47.28</b>
<b>80</b>	<b>38.12</b>	<b>39.81</b>	<b>54.04</b>
<b>90</b>	<b>42.88</b>	<b>44.79</b>	<b>60.79</b>

Unit:MPa

表 4.4 體重及骨柄直徑鬆質骨 von Mises stress 的影響

Table 4.4 MVMS of cancellous bone with different weight and stem diameter

Weight (kg)	Stem-Diameter (mm)		
	9	11	13
<b>50</b>	<b>9.37</b>	<b>9.51</b>	<b>11.64</b>
<b>60</b>	<b>11.24</b>	<b>11.41</b>	<b>13.97</b>
<b>70</b>	<b>13.12</b>	<b>13.31</b>	<b>16.30</b>
<b>80</b>	<b>15.00</b>	<b>15.07</b>	<b>18.63</b>
<b>90</b>	<b>16.87</b>	<b>16.95</b>	<b>20.96</b>

Unit:MPa

表 4.5 身高及骨柄直徑對密質骨 von Mises stress 的影響

Table 4.5 MVMS of cortical bone with different  
Height and stem diameter

$L_o/L_l$	Stem-Diameter (mm)		
	9	11	13
<b>1.409</b>	<b>119.69</b>	<b>119.69</b>	<b>119.69</b>
<b>1.591</b>	<b>123.76</b>	<b>126.69</b>	<b>126.92</b>
<b>1.773</b>	<b>131.64</b>	<b>131.82</b>	<b>131.61</b>

Unit:Mpa

表 4.6 身高及骨柄直徑對人工關節 von Mises stress 的影響

Table 4.6 MVMS of cortical bone with different  
Height and stem diameter

$L_o/L_l$	Stem-Diameter (mm)		
	9	11	13
<b>1.409</b>	<b>339.59</b>	<b>324.98</b>	<b>308.22</b>
<b>1.591</b>	<b>406.10</b>	<b>381.66</b>	<b>342.64</b>
<b>1.773</b>	<b>474.35</b>	<b>443.95</b>	<b>396.03</b>

Unit:MPa

表 4.7 身高及骨柄直徑對骨水泥的 von Mises stress 的影響

Table 4.7 MVMS of bone cement with different  
height and stem diameter

$L_o/L_l$	Stem-Diameter (mm)		
	9	11	13
<b>1.409</b>	<b>38.07</b>	<b>32.30</b>	<b>44.30</b>
<b>1.591</b>	<b>35.02</b>	<b>35.44</b>	<b>47.28</b>
<b>1.773</b>	<b>33.58</b>	<b>39.73</b>	<b>51.22</b>

Unit:MPa

表 4.8 身高及骨柄直徑對鬆質骨 von Mises stress 的影響

Table 4.8 MVMS of cancellous bone with different Height and stem diameter

$L_o/L_l$	Stem-Diameter (mm)		
	9	11	13
<b>1.409</b>	<b>12.27</b>	<b>12.13</b>	<b>14.59</b>
<b>1.591</b>	<b>13.12</b>	<b>13.31</b>	<b>15.30</b>
<b>1.773</b>	<b>14.66</b>	<b>15.37</b>	<b>16.52</b>

Unit:MPa

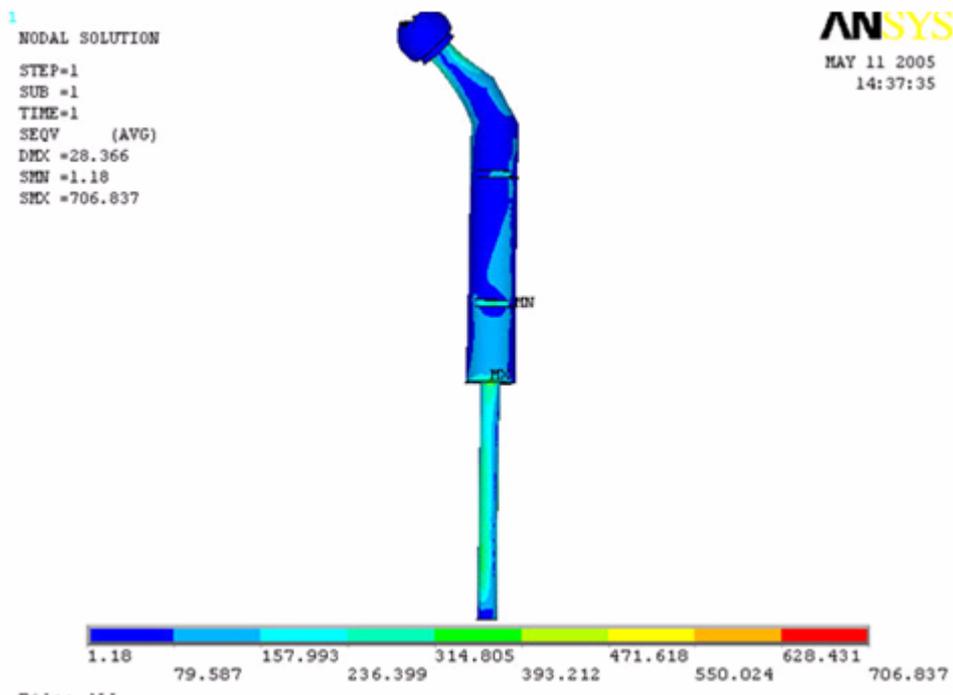


圖 4.6 人工關節直徑 9 迴歸方程式驗證 (預估體重)

Verification of regression analysis equation of diameter 9 mm of implant (forecast weight)

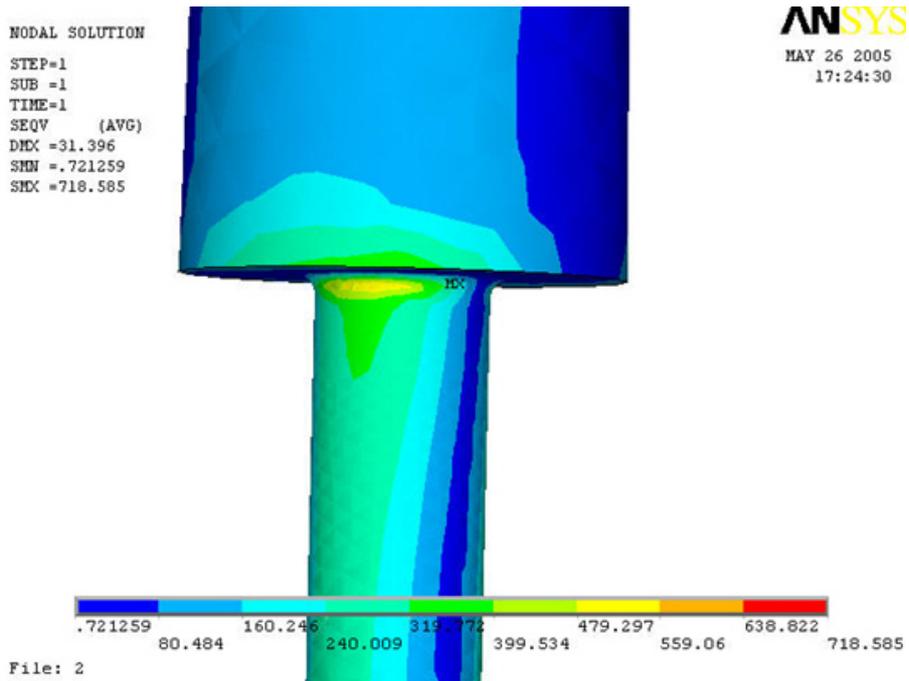


圖 4.7 人工關節直徑 9 迴歸方程式驗證 (預估身高)

Verification of regression analysis equation of diameter 9 mm of implant  
 (forecast height)

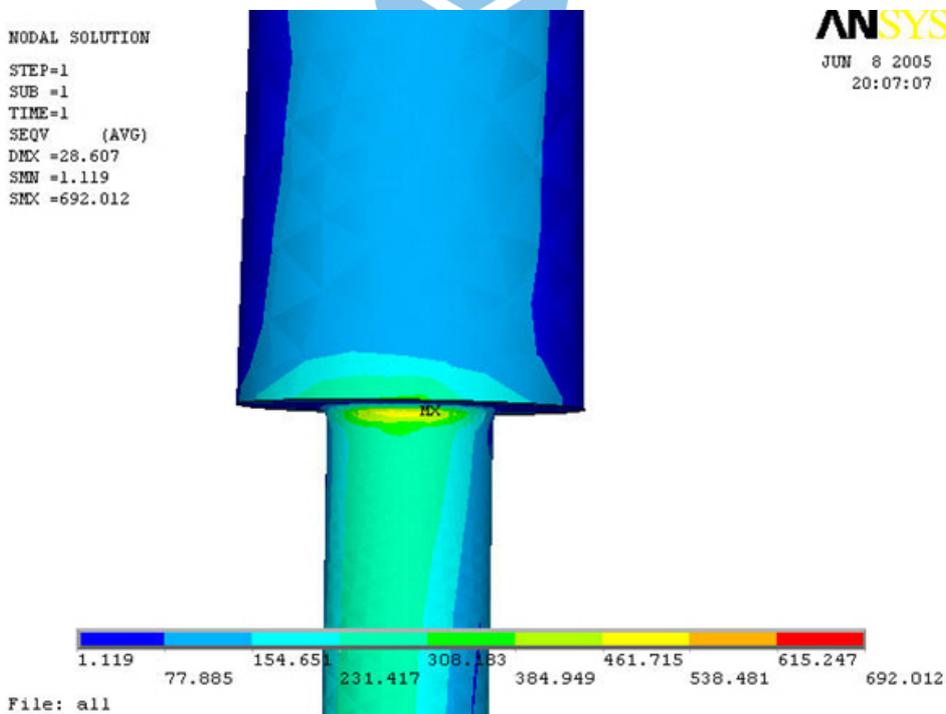


圖 4.8 人工關節直徑 11 迴歸方程式驗證 (預估體重)

Verification of regression analysis equation of diameter 11 mm of  
 implant (forecast weight)

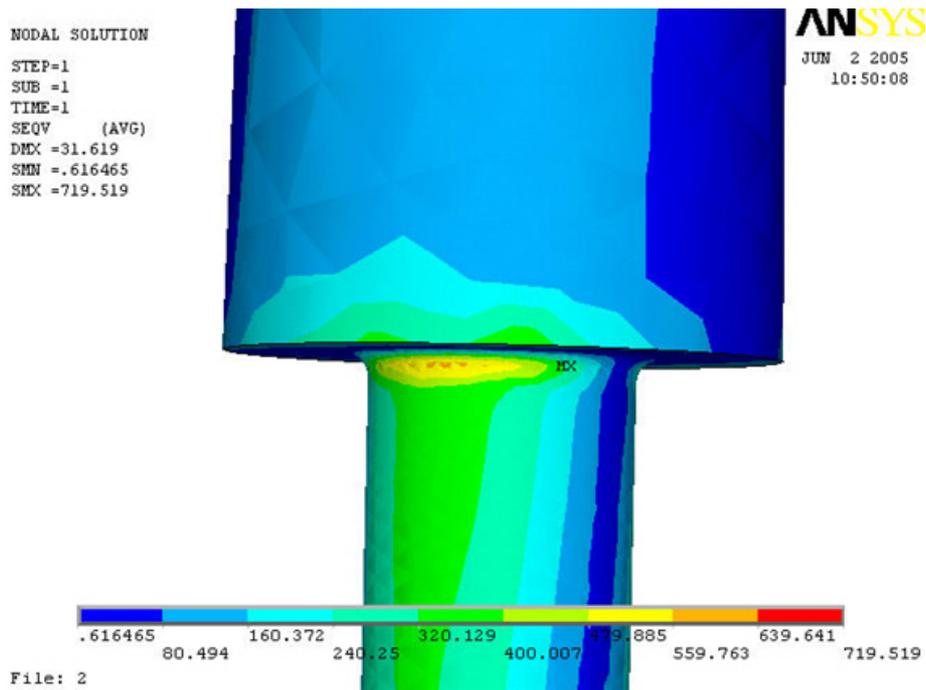


圖 4.9 人工關節直徑 11 迴歸方程式驗證 (預估身高)

Verification of regression analysis equation of diameter 11 mm of  
implant (forecast height)



## 第五章 結果與討論

### 5.1 股骨與植入物實體模型的建構流程

利用 CT 影像結合工程上的方法建構實體模型已發展很久，從先前研究方法可以得知，建模主要問題在於模型的擺正及定位，先前的研究分析因為所取得的病人斷層掃描影片在拍攝時擺放比較沒有偏擺，所以對於骨頭的定位並沒有詳加探討。在本研究中股骨在擺正後，植入軸線與股骨的質心連線還是有其偏差角度如圖 5.1 所示，其夾角  $\beta$  為身體的前基準面投影而得， $\beta$  為  $2.56^\circ$ 。利用後面的簡化力學模型計算得知其偏擺角度  $\beta$  對於應力所造成的彎矩有很明顯的影響，其  $\beta$  角對於施力  $F_x$  及  $F_z$  造成的最大彎矩變化如表 5.1，雖然角度為  $2.56^\circ$ ，但對其影響都接近 15%，所以影響很顯著，假使骨骼沒有擺正相對於植入偏差就會更大，對於應力也會有更大的影響，所以在本研究中骨頭擺正及人工關節植入的定義為其模型建構流程中最主要的部份。可是因為骨頭實際不是均質材料，所以本研究所取得的質心連線與實際情況還是有所偏差，未來如何幫助醫生在手術前快速準確地找出骨頭質心連線用以手術植入也是非常重要的課題。

可是不管怎樣定位的方法一定會跟原始病人的情形有誤差，所以未來如要更精確的建構實體模型，在 CT 影像拍攝時希望可以制定一個固定方法，例如要求病人拍攝時把腳擺正，或者拍攝前簡單的量測

擺放的角度並記錄下來，這樣一來可以幫助建構出更精確的模型。再來針對像髖關節一層有兩個輪廓的部位制定一建構方法，使其可以建構更完整的骨頭模型。未來如何更快速的建構出實體模型將是非常重要的課題，這樣才可以有效幫助醫生在術前判斷包括手術的植入還有手術後的情形。可考慮在 Amira 圈選骨頭輪廓時可利用灰階值的判斷，編寫程式結合影像處理自動圈選輪廓，不只更快速而且更精確，不會因為人工圈選而造成尺寸有些微的差異使其輪廓進入 CAD 後可以直接使用圈輪廓不需另外描繪，如此一來可以大大的解省建構模型的時間，使其分析更快速。

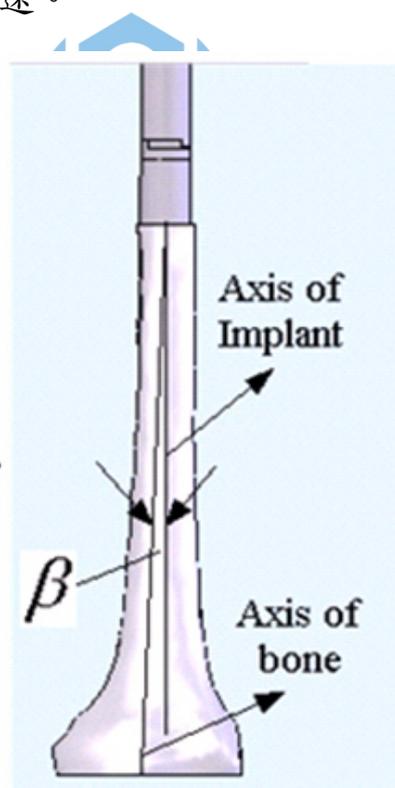


圖 5.1 植入軸線與股骨質心線的夾角

( An inclined angle of axis of implant and axis of bone )

表 5.1 偏心及未偏心造成的彎矩變化

Table 5.1 Difference of bending moment of eccentric and centric implants

	Centric implant	Eccentric Implant	Increasing (%)
$F_x$	114062.1Nm	131897.3Nm	15
$F_z$	112536.0 Nm	128582.8Nm	14

## 5.2 有限元素分析流程說明及驗證

本研究建構近端股骨的人工關節植入股骨之簡化的力學模型，同時探討近端股骨的人工關節植入股骨之有限元素分析以及末端股骨 (Distal femur) 的人工關節植入股骨之有限元素分析，再與末端股骨的人工關節植入股骨的 X 光片比對。有限元素在生物力學的應用最大的問題是如何準確的推估實際情況，例如材料的設定就是很大的問題，骨頭實際上是非均質材料，而且有應力遮蔽效應 (Stress-shielding effect)[40]，跟一般材料不一樣，承受適當的力量反而會使它更強壯，沒受到力反而會萎縮，可是受到太大的力量又會破壞，所以如何掌握其材料性質設定變成非常重要。還有施與正確的負載，在本研究分析中只考慮到近端股骨的人工關節植入股骨之球頭施力，其它包括肌肉受力還有韌帶的力量等都簡化掉，如何施與最適當的負荷也是非常重要。先前研究已可重建脛骨及其軟組織實體模型如圖 5.2，所以未來

可根據所建構的實體模型增加韌帶的受力，使分析更接近真實情況。最後還有各部位彼此情況的掌握，包含不同材質中接觸介面的情形以及邊界條件的設定，這些都會影響分析的準確性。參考 Boleani [21] 得到簡化的力學模型在計算過後發現最大應力發生位置也與其有限元素相吻合，最後取末端股骨的人工關節植入股骨的 X 光片比對可以得知由本 FEA 分析出來的應力分佈位置是有一定準確性。此力學簡化模型雖然根據文獻[21]並加入骨頭一同作為探討，使其簡化模型更貼近實際情況，可是骨頭厚薄會有所變化，並不像人工關節這麼固定，所以沒有辦法像文獻中提到可推估人工關節破壞應力一樣有效的去推算其骨頭的破壞應力，可是正如前面所提到可以推算其最大受力位置及受力的變化情形。

在分析驗證方面未來可結合生物力學測試，因為骨頭在取得後如果馬上處理可以精確的表現出原來的骨頭情況，可是國內現階段取得人體骨頭有其一定困難性，所以只能以模擬骨頭性質做出來的模型做實驗驗證。

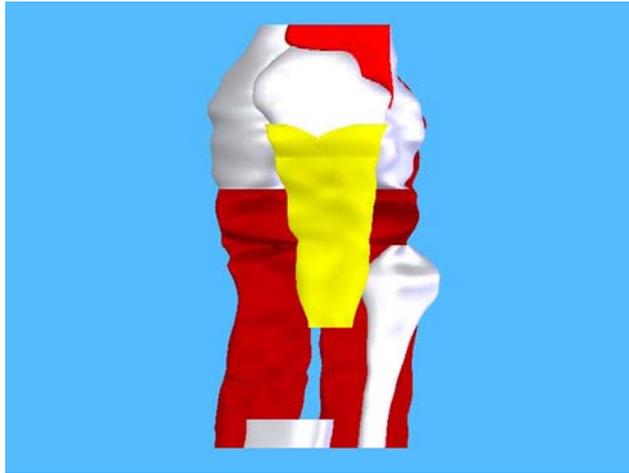


圖 5.2 殘肢脛股關節包含軟組織 CAD 模型

(CAD model of deficient tibiofemoral joint including soft tissue) [27]

### 5.3 身高體重的變化對人工髖關節植入股骨的影響

由上面的分析得知密質骨的受力因為骨水泥厚度的變化與人工關節骨柄的直徑改變沒有直接關係，不同骨柄直徑的選用主要影響人工關節的受力也就是牽涉到人工關節植入後是否容易破壞，由分析的結果及迴歸方程式得知，當骨柄直徑使用到 13mm 時所能承受的體重非常大也就是說一般人當植入骨柄直徑 13mm 的人工關節時，人工關節發生破壞的機會就相當低。雖然每各病人骨頭的粗細、長度等情形都有所不同，可是就一般骨骼情形來說能植入的骨柄越粗代表骨頭的厚度相對也越厚所以能承受的應力也會相對增加，故由上面的分析可以知道當病人使用的人工關節骨柄直徑達到 13mm 以上時人工關節破壞的機會就相對降低許多。雖然每各病人實際骨頭的厚度，截肢的

長度都不一樣，各部位實際的受力情況也不一樣，可是正如上面所提到的通常能植入的骨柄越粗密質骨通常也就越厚所以此分析結果還是可以供醫生參考，也就是大約 70 公斤的病人如果使用的骨柄直徑達到 13mm 的話人工關節斷裂的機會就相當小。而且本研究主要是提供一個制式的分析流程以提供醫生對於特殊的病人例如：身高特別高、體重特別重的病人在手術前可以分析其植入後受力情況。也可當作病人植入後的追蹤標準：包含植入後體重過度增加，還有身高的變化適用於正在成長發育的小孩或者青年，可以得知當他成長到多高的時候可能要更換更大直徑的骨柄避免骨柄斷裂。希望此分析的應力變化以及應力分布可以作為往後人工關節設計變更的參考，怎樣降低各部位的應力，並且使其應力分佈更均勻，延長人工關節植入後的使用的壽命。

## 第六章 結論與建議

### 6.1 結論

1. 人工髖關節植入股骨的 BVM-BSM-BPM 流程之建立
2. 根據實際手術上植入方法為參考依據，制定一個法則，包含下肢模型定位、人工關節的植入還有韌帶的長度、角度及如何附著於人工關節上面。
3. 人工髖關節植入股骨的簡化力學模型建立，並利用簡化的力學模型驗證有限元素的分析結果。
4. 利用簡化力學模型證明偏心植入對應力的大小有其一定影響。
5. 跟末端股骨的人工關節植入股骨的 X 光片比較證實有限元素分析趨勢符合實際情況。
6. 分析身高體重的變化以及選用不同的骨柄直徑對各部位應力變化的影響。

### 6.2 建議

1. 在本研究中，已考慮韌帶的角度，擺放及如何附著與人工關節上 [27]，未來可考慮把韌帶力量加入模型中，使得有限元素模型更符合實際狀態。
2. 未來建立植入軸線因把股骨底端建出來找出其最凹點，植入的鑽

孔位置因該改為植入軸線與其斷面交點。

3. 在模型結合條件，未來考慮把人工關節與密質骨、鬆質骨間黏合條件改為接觸條件，使其更符合材質間的結合狀態。
4. 骨組織為非等向性材質，模擬分析中可考慮非等向性的浦松比  $\nu$  值及楊氏模數  $E$  值。
5. 未來的分析病例可結合生物力學的測試驗證，使其分析結果更正確。



## 參考文獻

- 【1】 Bartel, D.L., Rawlinson, J. J., Burstein, A. H., Ranawat, C. S., Flynn, W. F., “Stresses in Polyethylene Components of Contemporary Total Knee Replacements”, *Clini. Orthop. Rela. Resea.*, pp.76-82, (1995)
- 【2】 Godest, A.C., Beaugonin, M., Haug, E., Taylor, M., Gregson, P.J., “Simulation of Knee Joint Replacement During a Gait Cycle Using Explicit Finite Element Analysis”, *Journal of Biomechanics*, pp.267-275, (2002)
- 【3】 Liau, J.J., Hu, C.C., Cheng, C.K., Huang, C.H., Lo, W.H., “The Influence of Inserting a Fuji Pressure Sensitive Film Between the Tibiofemoral Joint of Knee Prosthesis on Actual Contact Characteristics”, *Clinical Biomechanics*, pp.160-166, (2001)
- 【4】 Yang, R.S., “Endoprosthetic reconstruction for limb salvage surgery”, *Biomedical Engineering-Application, Basis and Communications* 10, pp.23-34, (1998)
- 【5】 聯合骨科器材公司，<http://www.uoc.com.tw/>
- 【6】 健康網，<http://www.39.net>
- 【7】 Insall, J.N., “Historical development, classification, and characteristics of knee prostheses”, *Surgery of the knee*, Chapter 23, Edited by Insall J.N., Second edition. Churchill Livingstone Inc. , (1992)
- 【8】 Barr, J.S., Eaton, R.G., “Elbow reconstruction with a new prosthesis to replace the displace the distal end of the humerus. A case report”, *J Bone Joint Surg* 47A, pp.1408-1413, (1995)
- 【9】 Yang, R.S., “The application of expandable endoprosthetic reconstruction for limb salvage surgery in the skeletally immature patients”, *Biomedical Engineering-Application, Basis*

- J Arthroplasty 8, pp.259-268, (1993)
- 【10】 Unwin, P.S., Cobb, J.P., Walker, P.S., “Distal femoral arthroplasty using custom-made prostheses. The first 218 case”, J Arthroplasty 8, pp.259-268,(1993)
- 【11】 Marco, V., “HIDE: a new hybrid environment for the design of custom-made hip prostythesis”, Computer Methods and Programs in Biomedicine 64 pp.137-144, (2001)
- 【12】 Minns, R.J., Bibb, R., “The use of a reconstructed three-dimensional solid model form CT to aid the surgical management of a total knee arthroplasty: a case study”, Medical Engineering Physics 25, pp.523-526, (2003)
- 【13】 李思慧，“特製髌關節股骨柄設計流程之研究”，國立陽明大學醫學工程研究所碩士論文, (2000)
- 【14】 Brekelmans, W., Poort, H., Slooff, T., “A new method to analysis the mechanical behavior of skeletal parts”, Acta Orthop Scand 43, pp.301-317, (1972)
- 【15】 Keaveny, T.M.and Bartel D.L, “Effect of porous coating and collar support on early load transfer for a cementless hip prosthesis”, J.Biomech, 26, 1205-1216, (1993)
- 【16】 Keaveny, T.M.and Bartel D.L, “Effect of porous coating and collar support on early load transfer for a cementless hip prosthesis”, J.Biomech, 26, 1205-1216, (1993)
- 【17】 Verdonschot. and Huiskes, R, “The effects of cement-stem debonding in THA on the long-term failure probability of cement.J”, Biomech 30, 795-802, (1997)
- 【18】 M.A. Yerry and M.S. Shephard, “Automatic three-dimensional mesh generation by the modified-octree technique”, International Journal for Numerical Methods in Engineering

- 【19】 Massimiliano Baleani \*, Marco Viceconti, “Endurance verification of custom-made hip prostheses”, *International Journal of Fatigue*, 22, 865–871, (2000)
- 【20】 廖富生, “自動化有限元素分析流程於股骨柄設計之應用”, 私立中原大學醫學工程學系碩士學位論文, (2005)
- 【21】 Breau, C., Shirazi-Adl, A. , “Reconstruction of A Human Ligamentous Lumbar Spine Using CT Image-A Three-Dimensional Finite Element Mesh Generation”, *Annals of Biomedical Engineering*, 19, 291-302, (1990)
- 【22】 Skinner, H.B., Kim, A.S., Keyak, J.H., Mote, C.D. , “Femoral Prosthesis Implantation Induces Changes in Bone Stress that Depend on the Extent of Porous Coating”, *Journal of Orthopaedic Research*, 12, 553-563, (1994)
- 【23】 Zannoni, C., Mantovani, R., Viceconti, M. , “Material Properties Assignment to Finite Element Method of Bone Structure –A New Method”, *Medical Engineering and Physics*, 20, 735-740, (1998)
- 【24】 簡建哲, “頭部 CT 與 MR 影像融合”, 中央大學機械工程研究所碩士論文, (2000)
- 【25】 Chen Yih-Ling, and Shyh-Jye Chen, “Manufacturing of Cardiac Models Through Rapid Prototyping Technology for Surgery Planning”, *International Conference on Advanced Manufacture*, Nov 28 - Dec 2, (2005)
- 【26】 林宜鋒, “訂製式模組化人工關節植入柄之分析與設計”, 國立台灣科技大學機械工程研究所碩士論文, (2004)
- 【27】 袁俊溢, “髖骨韌帶對模組化人工關節之附著影響分析”, 國立台灣科技大學機械工程研究所碩士論文, (2005)

- 【28】 <http://www.fleshandbones.com/readingroom/pdf/940.pdf>
- 【29】 劉江川，解剖學彩色圖譜，茂昌圖書有限公司，第 417~435 頁，民國九十二年。
- 【30】 徐業良，元智大學機械系機械設計上課講義，元智大學最佳化設計實驗室，第八章，(2005)
- 【31】 Ferdinand, P. B., “Mechanics of Materials”, 2rd Ed MC Graw Hill, pp.367-371, (1992)
- 【32】 詹福賜，塑性學，全華出版社，第 40~46 頁，(1990)
- 【33】 羅勝育，“人工髖關節置換對近端股骨應力分佈影響之有限元素分析”，國立台灣科技大學機械工程研究所碩士論文，(2004)
- 【34】 Mann, K.A., Bartel, D.L., Wright, T.M., Burstein, A.H., “Coulomb frictional interfaces in modeling cemented total hipreplacements: A more realistic model”, J. Biomech 28(9), pp.1067-1078, (1995)
- 【35】 ANSYS訓練手冊，國家高速網路與計算中心，民國九十二年
- 【36】 Dalstra, M., Huiskes, R., “Load transfer across the pelvic bone”, J. Biomechanics 28(6), pp.715-724, (1995)
- 【37】 Gross, S., Abel, E.W., “A finite element analysis of hollow stemmed hip prosthesis as a means of reducing stress shielding of the femur”, Journal of Biomechanics 34, 995-1003, (2001)
- 【38】 美國材料試驗協會 (ASTM) <http://www.astm.org>  
No.F451-99ae1 Standard Specification for Acrylic Bone Cement
- 【39】 吳明隆 & 涂金堂，SPSS與統計應用分析，五南出版社，第三篇，第11章，(2005)

- 【40】 Gillies R.M. , Morberg P.H., “The influence of design parameters on cortical strain distribution of a cementless titanium femoral stem”, *Medical Engineering & Physics* 24,109-114, (2002)



## 附錄A

### 下肢詳細解剖圖

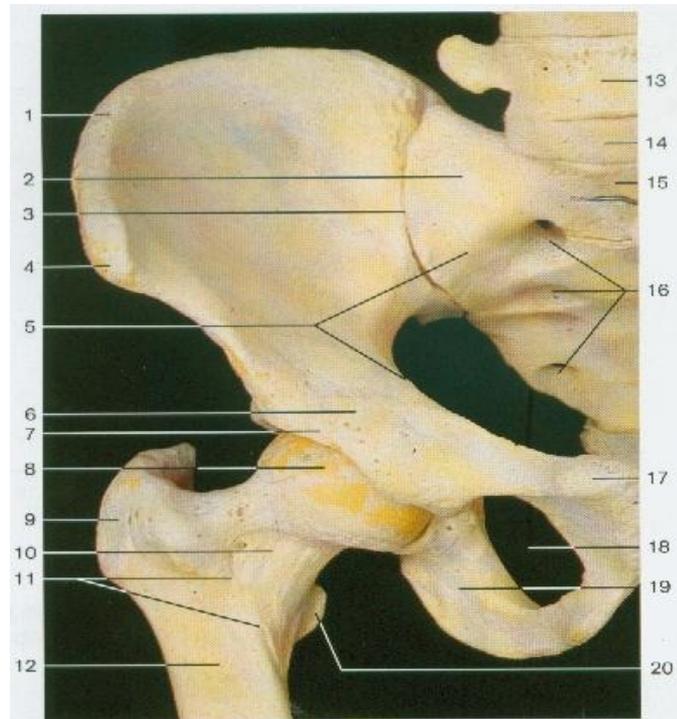


圖 A-1 右髖關節骨 (Right hip joint bone)

- 1 Iliac crest 腸骨嵴
- 2 Lateral part of sacrum (ala) 薦骨外側部 (翼)
- 3 Position of sacroiliac joint 薦腸關節位置
- 4 Anterior superior iliac spine 腸骨前上棘
- 5 Linea terminalis 終線
- 6 Iliopubic eminence 腸恥隆凸
- 7 Bony margin of acetabulum 髖臼骨性緣
- 8 Head of femur 股骨頭
- 9 Greater trochanter 大轉子
- 10 Neck of femur 股骨頸
- 11 Intertrochanteric line 轉子間線
- 12 Shaft of femur 股骨幹
- 13 Fifth lumbar vertebra 第五腰椎
- 14 Imitation intervertebral disc between fifth lumbar vertebra and sacrum 第五腰椎與薦骨間之人造椎間盤
- 15 Sacral promontory 薦岬
- 16 Anterior sacral foramina 薦骨前孔
- 17 Pubic tubercle 恥骨結節
- 18 Obturator foramen 閉孔
- 19 Ramus of ischium 坐骨枝
- 20 Lesser trochanter 小轉子



圖 A-2 成人股骨 (Adult's femur)

- 1 Metaphysis 幹骨后端
- 2 Spongy bone 疏鬆骨
- 3 Medullary cavity in the diaphysis 骨幹之骨髓腔
- 4 Compact bone 緻密骨
- 5 Nutrient canal 營養管
- 6 Diaphysis 骨幹
- 7 Epiphyseal line (remnants of the epiphyseal plate) 骨后線
- 8 Head of the femur 股骨頭
- 9 Fovea of head 頭小凹
- 10 Trabeculae of spongy bone 疏鬆骨之骨小樑
- 11 Neck of the femur 股骨頸
- 12 Greater trochanter 大轉子
- 13 Lesser trochanter 小轉子
- 14 Articular surface 關節面

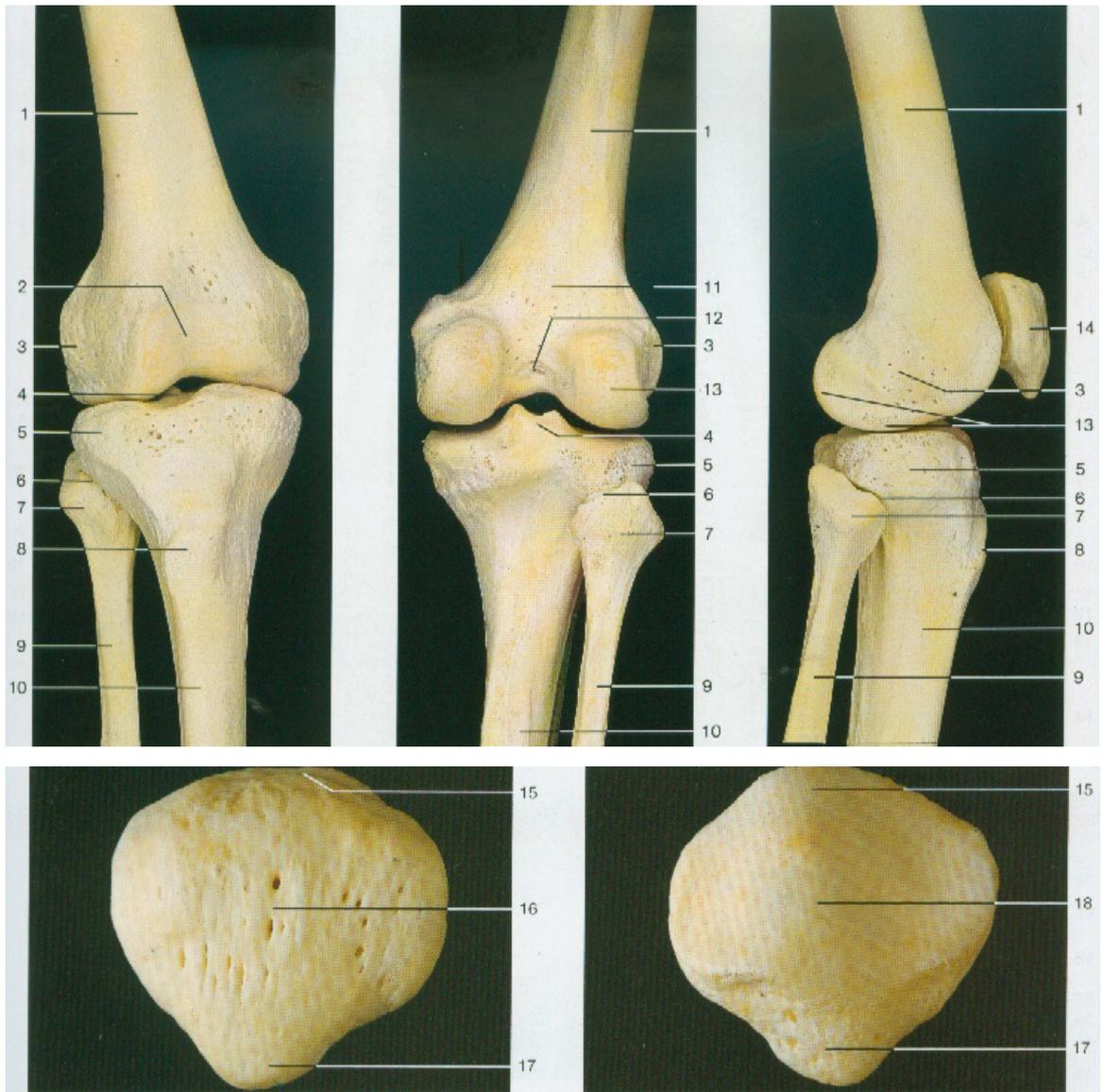
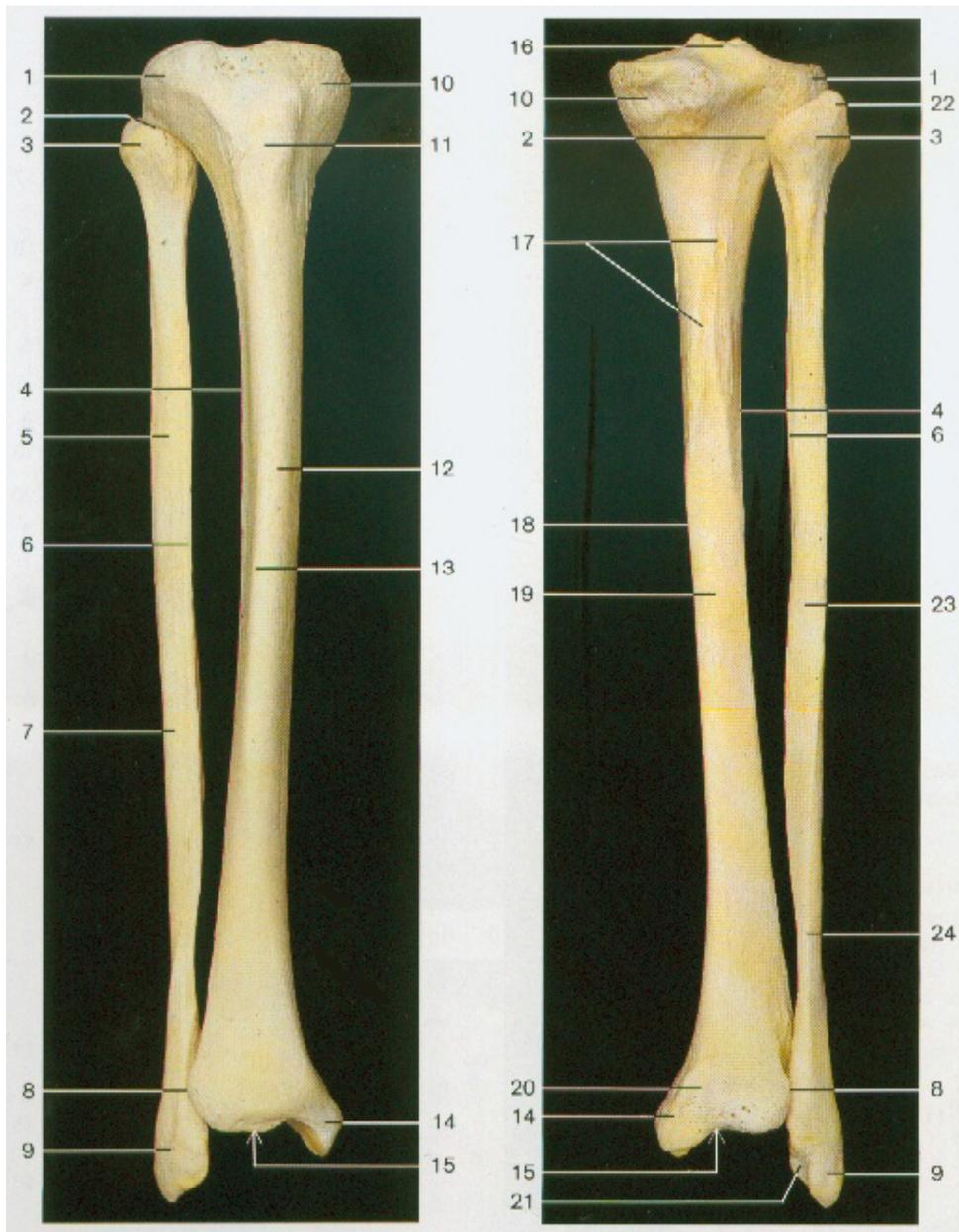


圖 A-3 右膝關節骨和髌骨 (Bones of right knee joint and patella)

- 1 Femur 股骨
- 2 Patellar surface of femur 股骨髌面
- 3 Lateral epicondyle of femur 股骨外側上髁
- 4 Intercondylar eminence of tibia 脛骨髁間隆凸
- 5 Lateral condyle of tibia 脛骨外側髁
- 6 Position of tibiofibular joint 脛腓關節位置
- 7 Head of fibula 腓骨頭
- 8 Tuberosity of tibia 脛骨粗隆
- 9 Fibula 腓骨
- 10 Shaft of tibia 脛骨幹
- 11 Popliteal surface of femur 股骨膝脛面
- 12 Intercondylar fossa of femur 股骨髁間窩
- 13
- 14
- 15
- 16
- 17
- 18

- 13 Lateral condyle of femur 股骨外側髁
- 14 Patella 髌骨
- 15 Base of patella 髌骨基部
- 16 Anterior surface of patella 髌骨前面
- 17 Apex of patella 髌骨尖端
- 18 Articular surface of patella 髌骨關節面



(a)前面

(b)後面

圖 A-4 小腿骨，右脛骨和腓骨 (Bones of leg, right tibia and fibula)

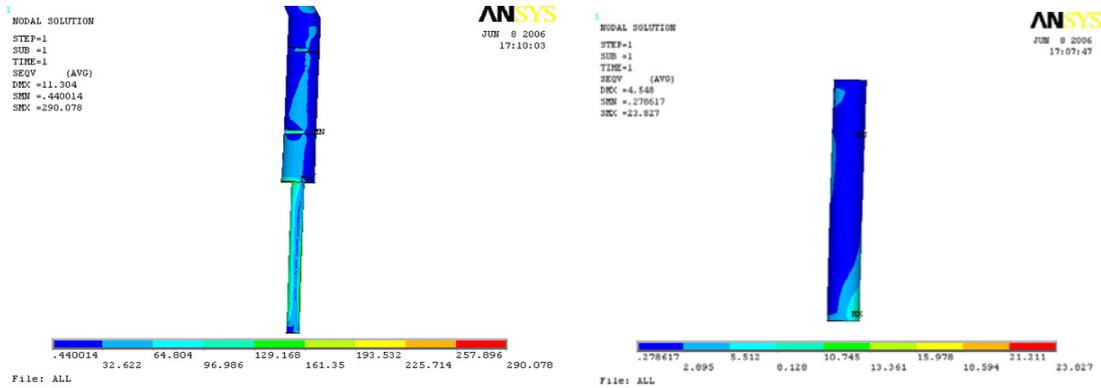
- 1 Lateral condyle of tibia 脛骨外側髁
- 2 Position of tibiofibular joint 脛腓關節位置
- 3 Head of fibula 腓骨頭

- 4 Interosseous border of tibia 脛骨骨間緣
- 5 Shaft of fibula 腓骨幹
- 6 Interosseous border of fibula 腓骨骨間緣
- 7 Lateral surface of fibula 腓骨外側面
- 8 Position of tibiofibular joint 脛腓關節位置
- 9 Lateral malleolus 外側踝
- 10 Medial condyle of tibia 脛骨內側髁
- 11 Tuberosity of tibia 脛骨粗隆
- 12 Shaft of tibia (diaphysis) 脛骨幹
- 13 Anterior margin of tibia 脛骨前緣
- 14 Medial malleolus 內側踝
- 15 Inferior articular surface of tibia 脛骨下關節面
- 16 Intercondylar eminence 髁間隆凸
- 17 Soleal line 比目魚線
- 18 Medial border of tibia 脛骨內側緣
- 19 Posterior surface of tibia 脛骨後面
- 20 Malleolar sulcus of tibia 脛骨踝溝
- 21 Malleolar articular surface of fibula 腓骨踝關節面
- 22 Apex of head of fibula 腓骨頭尖端
- 23 Posterior surface of fibula 腓骨後面
- 24 Posterior border of fibula 腓骨後緣
- 25 Medial intercondylar tubercle 內側髁間結節
- 26 Posterior intercondylar area 後髁間區
- 27 Anterior intercondylar area 前髁間區
- 28 Lateral intercondylar tubercle 外側髁間結節

## 附錄 B

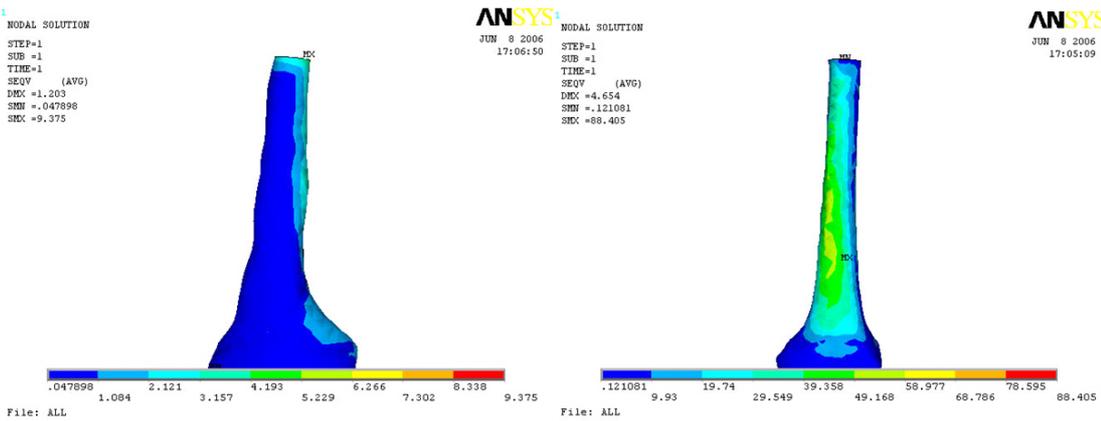
### 身高體重的變化對人工髖關節植入股骨的影響

#### 結果圖檔



人工關節 (Implant)

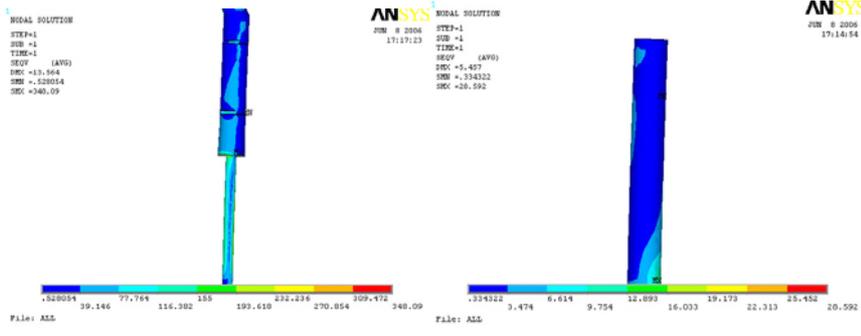
骨水泥 (Bone cement)



鬆質骨 (Cancellous bone)

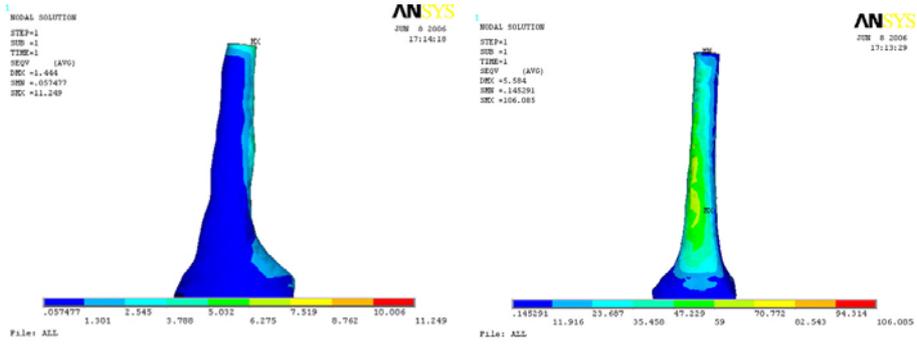
密質骨 (Cortical bone)

圖 B-1 Weight 50 kg,  $L_o/L_l$  1.591, Stem diameter 9mm



人工關節 (Implant)

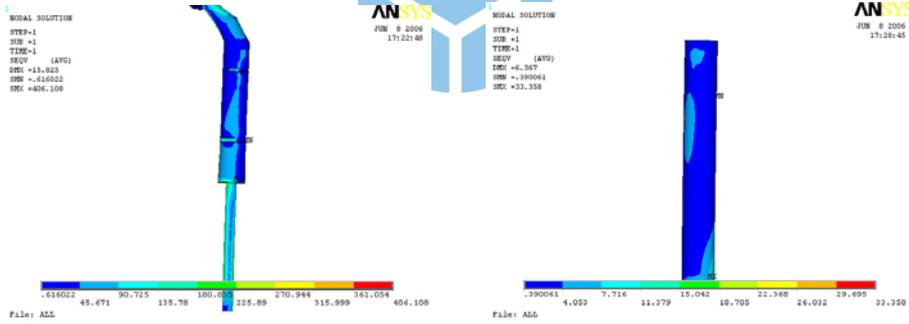
骨水泥 (Bone cement)



鬆質骨 (Cancellous bone)

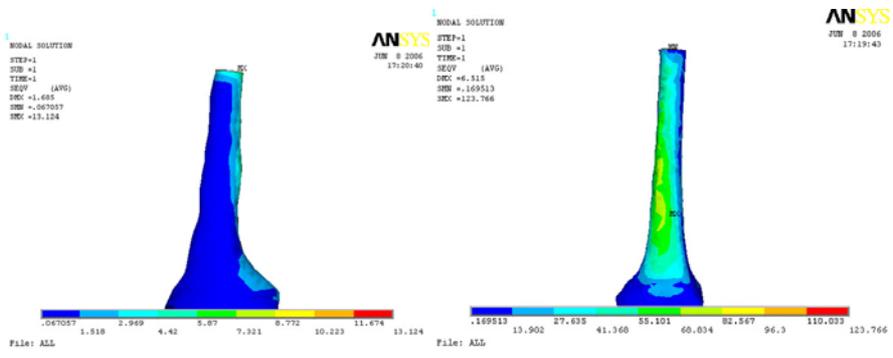
密質骨 (Cortical bone)

圖 B-2 Weight 60 kg,  $L_o/L_l$  1.591, Stem diameter 9mm



人工關節 (Implant)

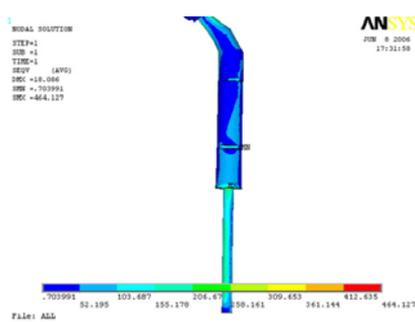
骨水泥 (Bone cement)



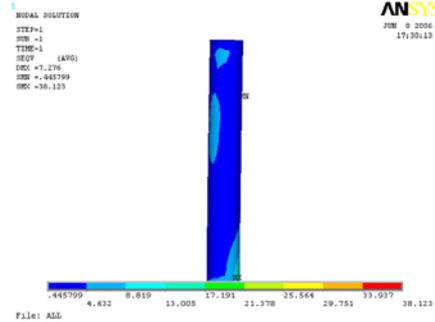
鬆質骨 (Cancellous bone)

密質骨 (Cortical bone)

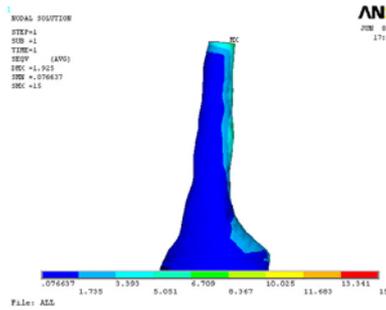
圖 B-3 Weight 70 kg,  $L_o/L_l$  1.591, Stem diameter 9mm



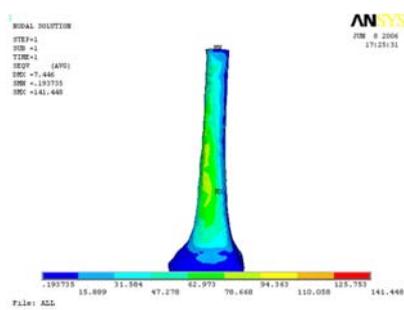
人工關節 (Implant)



骨水泥 (Bone cement)

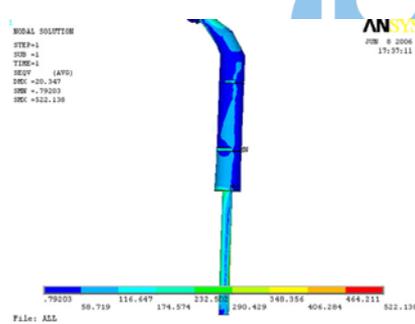


鬆質骨 (Cancellous bone)

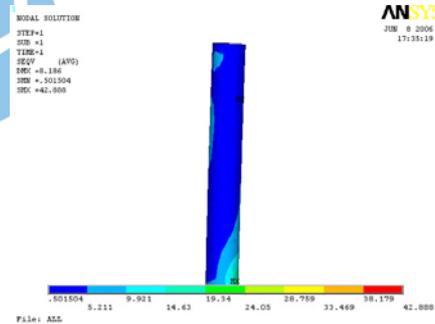


密質骨 (Cortical bone)

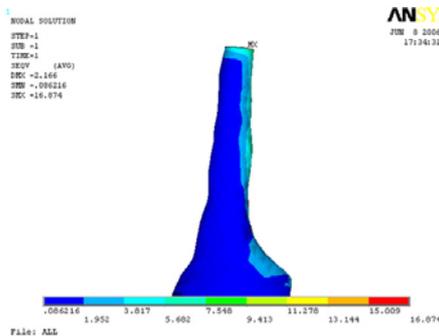
圖 B-4 Weight 80 kg,  $L_0/L_I$  1.591, Stem diameter 9mm



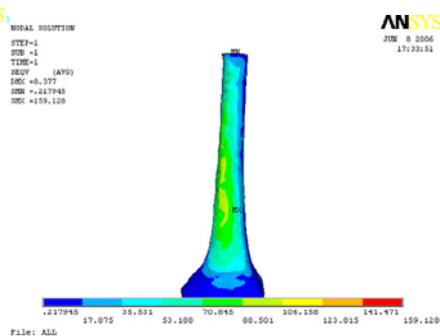
人工關節 (Implant)



骨水泥 (Bone cement)

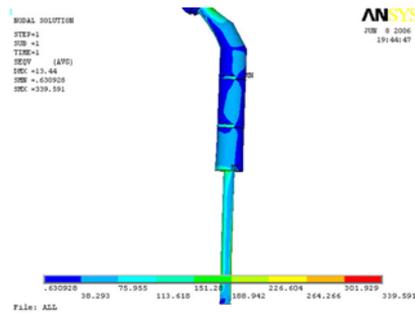


鬆質骨 (Cancellous bone)

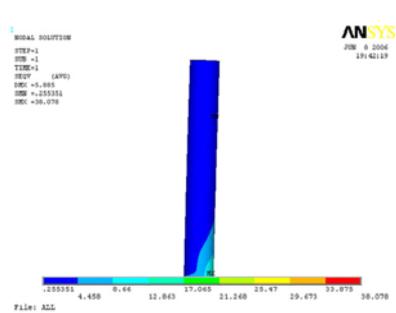


密質骨 (Cortical bone)

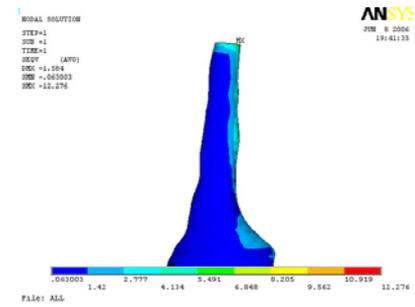
圖 B-5 Weight 80 kg,  $L_0/L_I$  1.591, Stem diameter 9mm



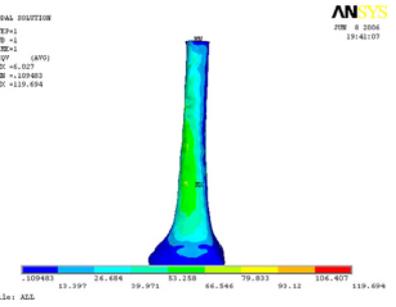
人工關節 (Implant)



骨水泥 (Bone cement)

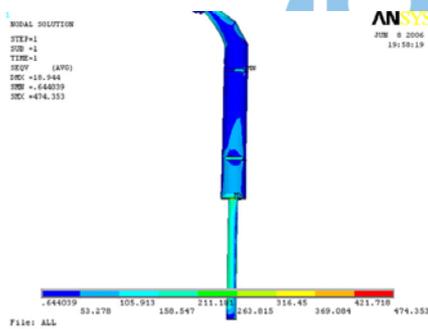


鬆質骨 (Cancellous bone)

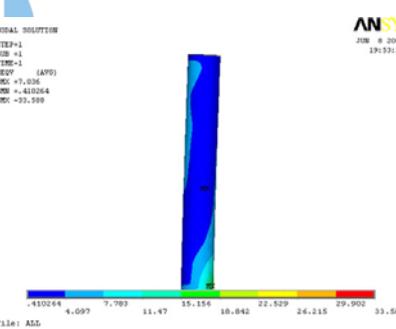


密質骨 (Cortical bone)

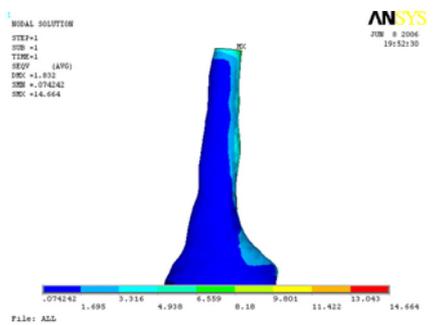
圖 B-6 Weight 70 kg,  $L_0/L_I$  1.409, Stem diameter 9mm



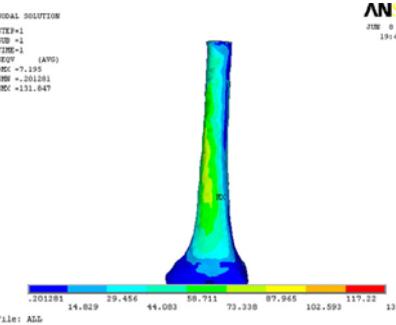
人工關節 (Implant)



骨水泥 (Bone cement)

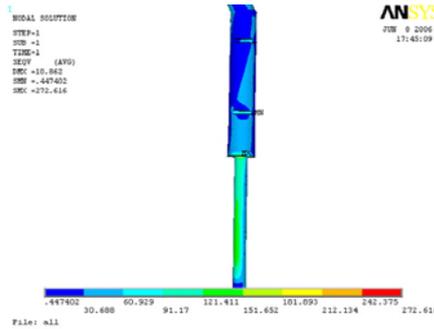


鬆質骨 (Cancellous bone)

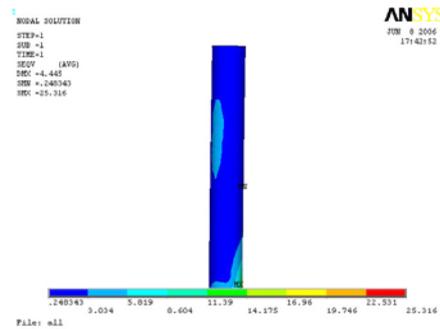


密質骨 (Cortical bone)

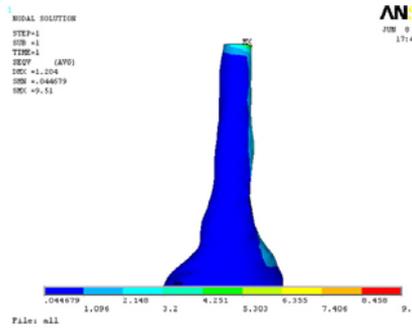
圖 B-7 Weight 70 kg,  $L_0/L_I$  1.773, Stem diameter 9mm



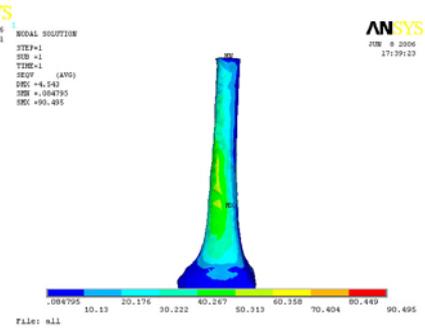
人工關節 (Implant)



骨水泥 (Bone cement)

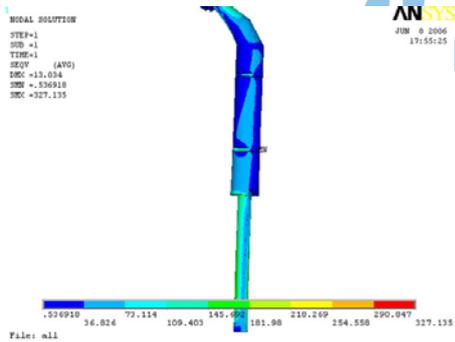


鬆質骨 (Cancellous bone)

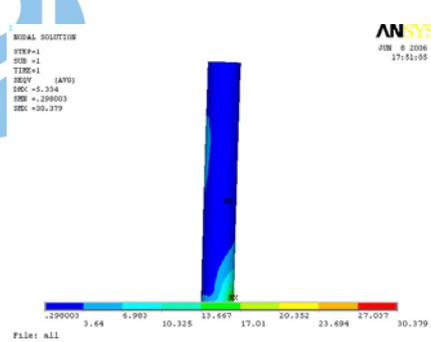


密質骨 (Cortical bone)

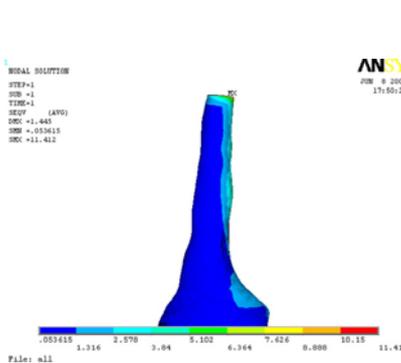
圖 B-8 Weight 50 kg,  $L_o/L_l$  1.591, Stem diameter 11mm



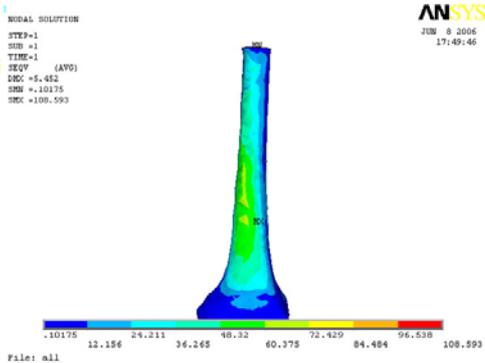
人工關節 (Implant)



骨水泥 (Bone cement)

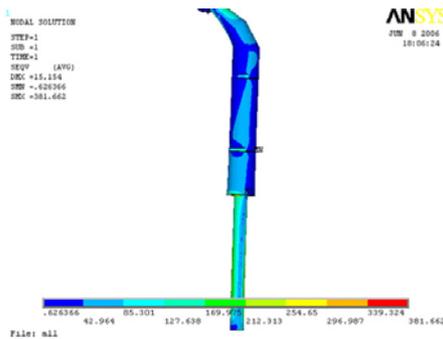


鬆質骨 (Cancellous bone)

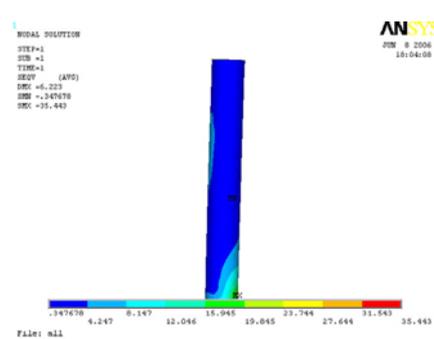


密質骨 (Cortical bone)

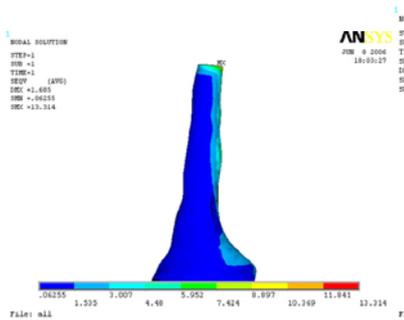
圖 B-9 Weight 60 kg,  $L_o/L_l$  1.591, Stem diameter 11mm



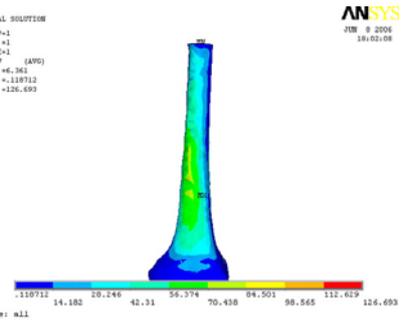
人工關節 (Implant)



骨水泥 (Bone cement)



鬆質骨 (Cancellous bone)

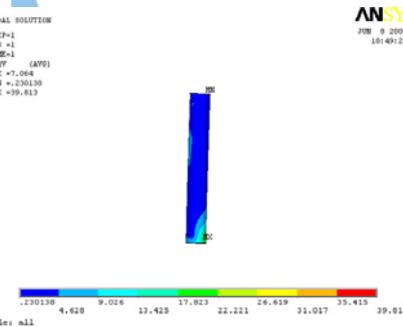


密質骨 (Cortical bone)

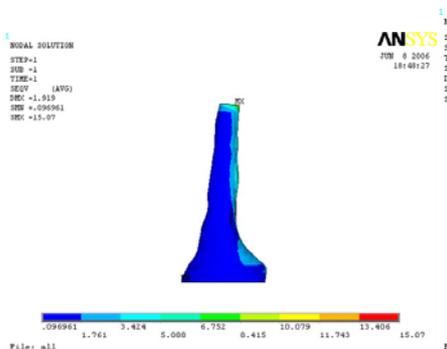
圖 B-11 Weight 70 kg,  $L_0/L_I$  1.591, Stem diameter 11mm



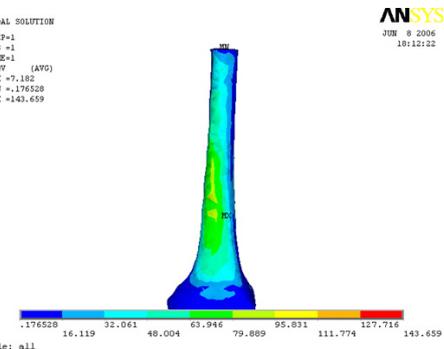
人工關節 (Implant)



骨水泥 (Bone cement)

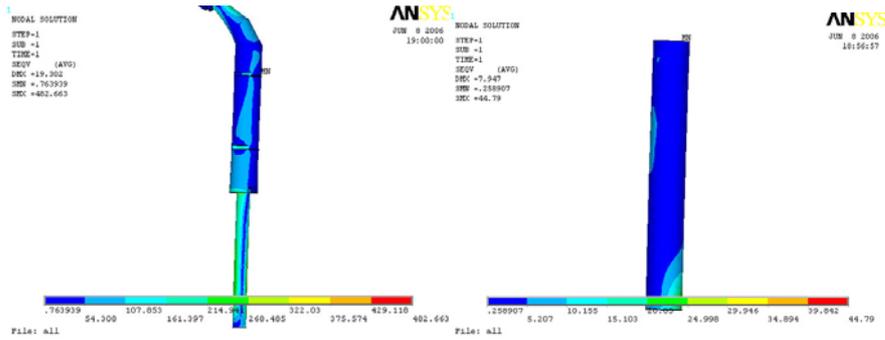


鬆質骨 (Cancellous bone)



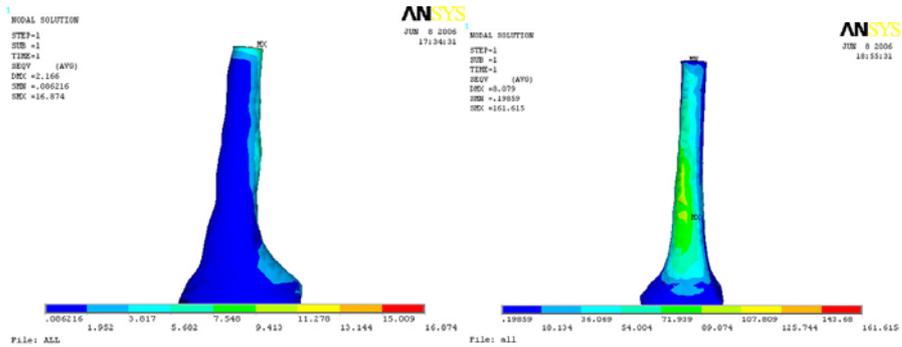
密質骨 (Cortical bone)

圖 B-12 Weight 80 kg,  $L_0/L_I$  1.591, Stem diameter 11mm



人工關節 (Implant)

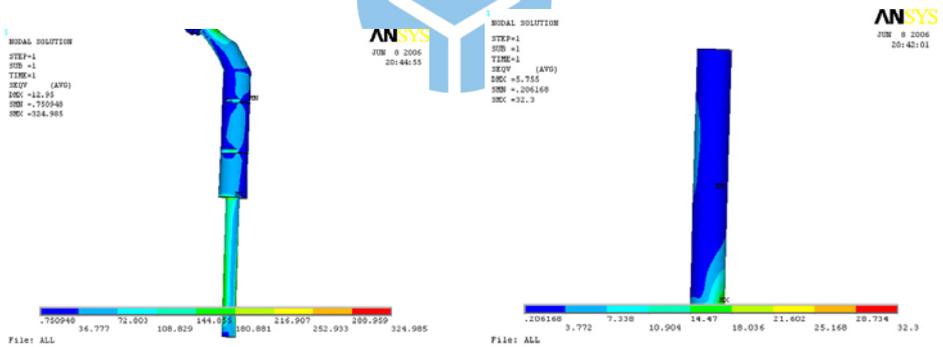
骨水泥 (Bone cement)



鬆質骨 (Cancellous bone)

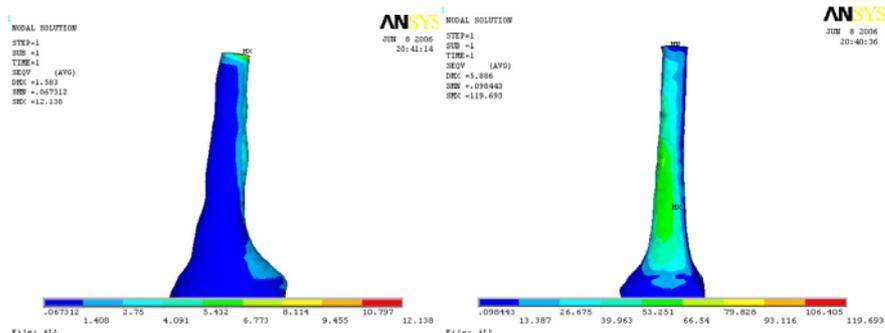
密質骨 (Cortical bone)

圖 B-13 Weight 90 kg,  $L_o/L_f$  1.591, Stem diameter 11mm



人工關節 (Implant)

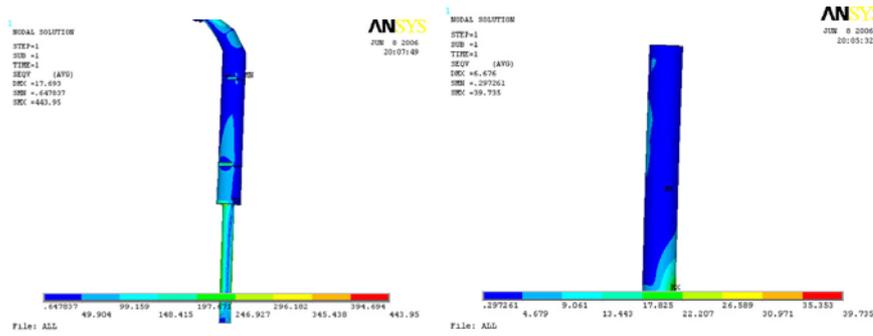
骨水泥 (Bone cement)



鬆質骨 (Cancellous bone)

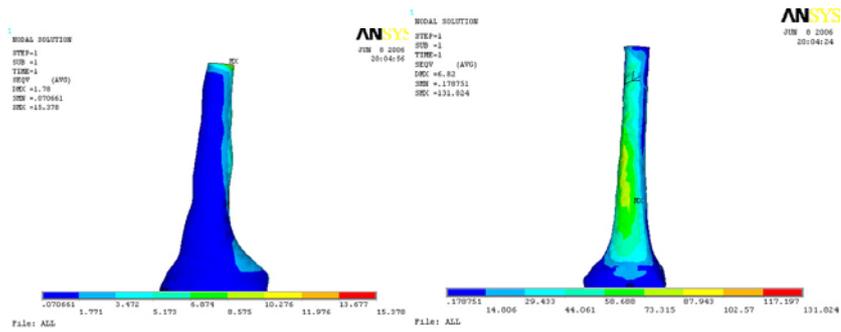
密質骨 (Cortical bone)

圖 B-14 Weight 70 kg,  $L_o/L_f$  1.409, Stem diameter 11mm



人工關節 (Implant)

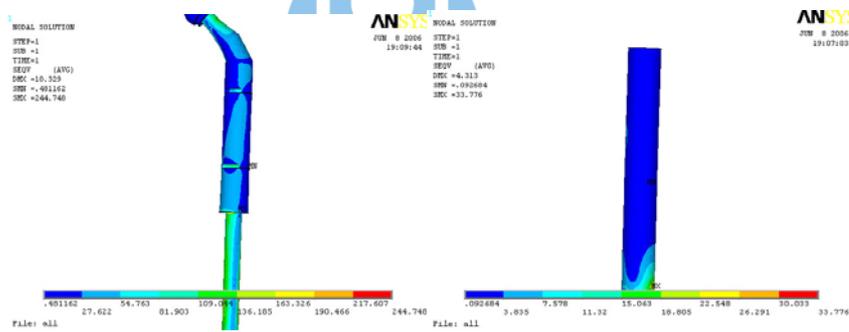
骨水泥 (Bone cement)



鬆質骨 (Cancellous bone)

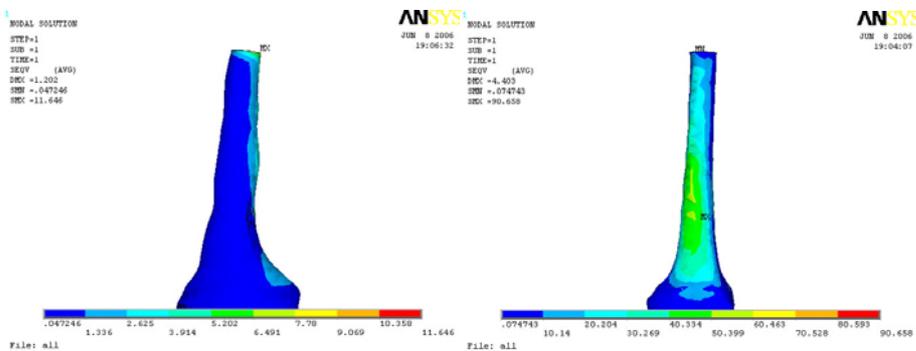
密質骨 (Cortical bone)

圖 B-15 Weight 70 kg,  $L_0/L_1$  1.773, Stem diameter 11mm



人工關節 (Implant)

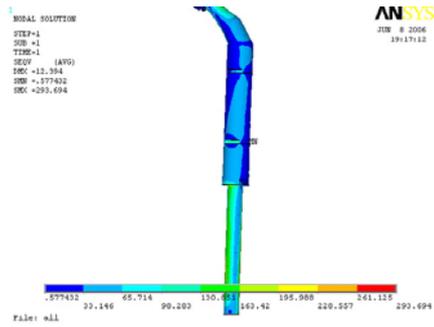
骨水泥 (Bone cement)



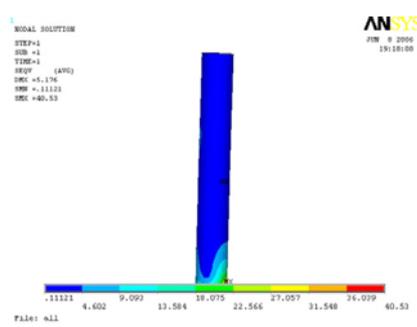
鬆質骨 (Cancellous bone)

密質骨 (Cortical bone)

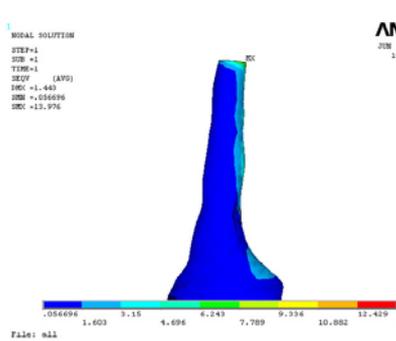
圖 B-16 Weight 50 kg,  $L_0/L_1$  1.591, Stem diameter 13mm



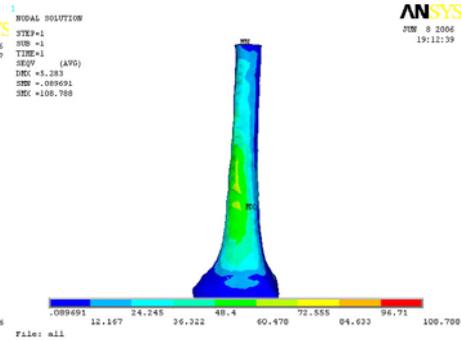
人工關節 (Implant)



骨水泥 (Bone cement)

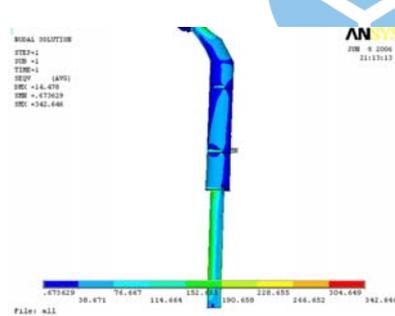


鬆質骨 (Cancellous bone)

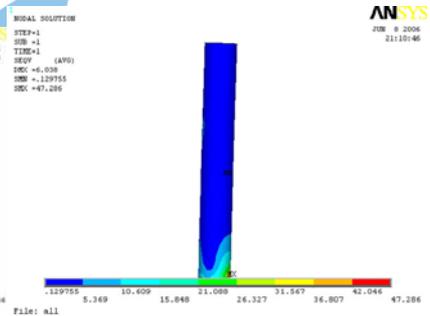


密質骨 (Cortical bone)

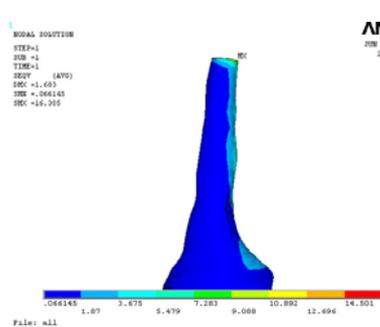
圖 B-17 Weight 60 kg,  $L_o/L_t$  1.591, Stem diameter 13mm



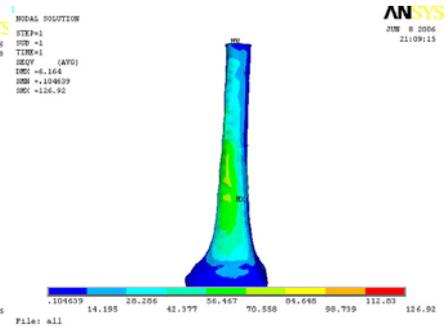
人工關節 (Implant)



骨水泥 (Bone cement)

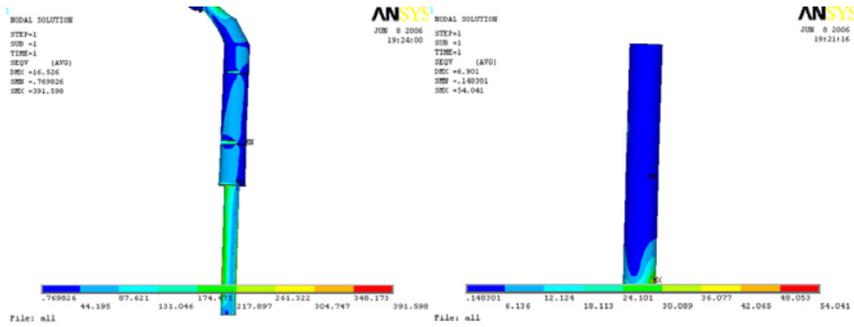


鬆質骨 (Cancellous bone)



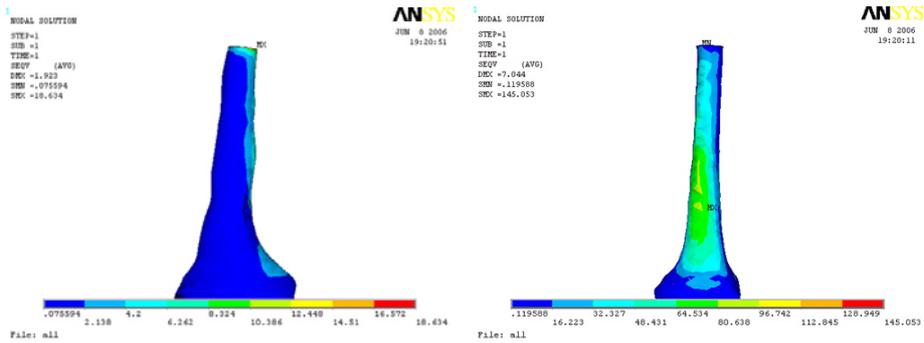
密質骨 (Cortical bone)

圖 B-18 Weight 70 kg,  $L_o/L_t$  1.591, Stem diameter 13mm



人工關節 (Implant)

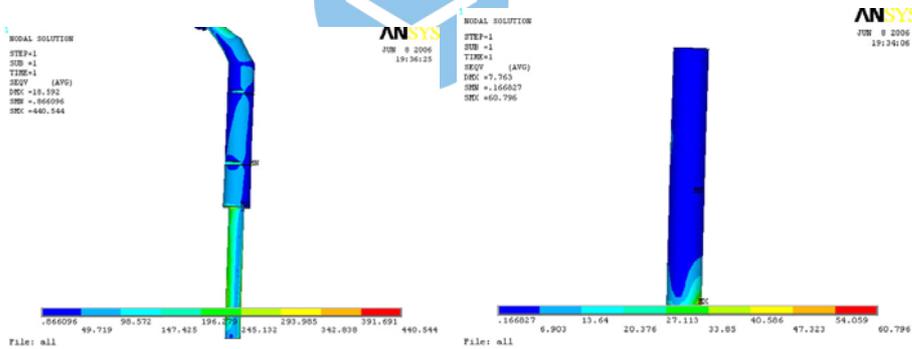
骨水泥 (Bone cement)



鬆質骨 (Cancellous bone)

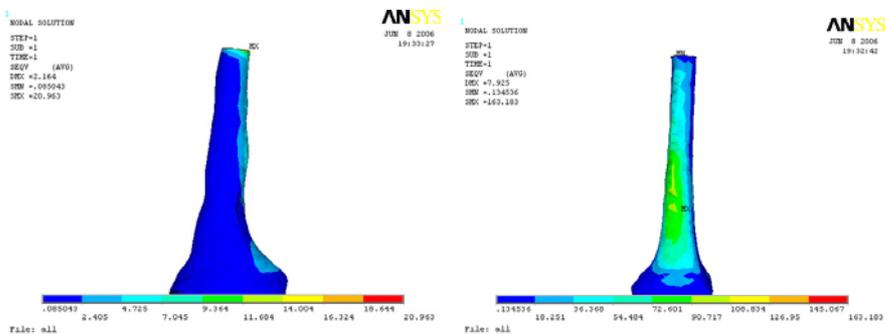
密質骨 (Cortical bone)

圖 B-19 Weight 80 kg,  $L_o/L_f$  1.591, Stem diameter 13mm



人工關節 (Implant)

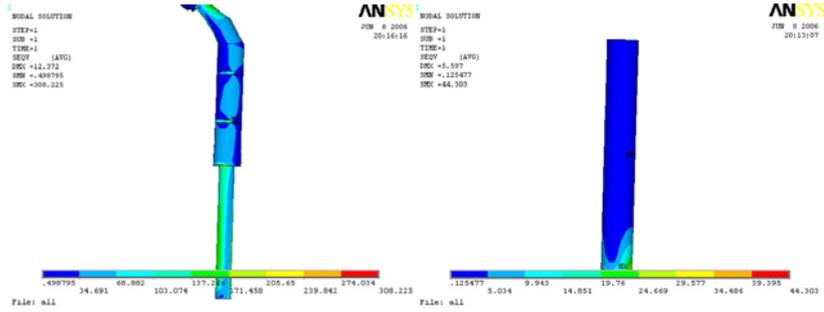
骨水泥 (Bone cement)



鬆質骨 (Cancellous bone)

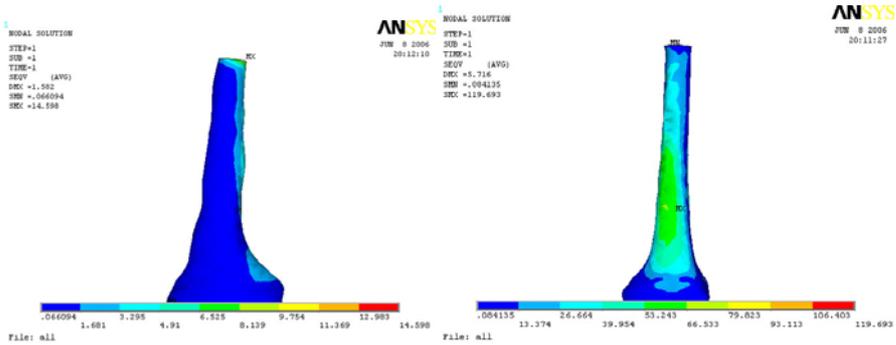
密質骨 (Cortical bone)

圖 B-20 Weight 90 kg,  $L_o/L_f$  1.591, Stem diameter 13mm



人工關節 (Implant)

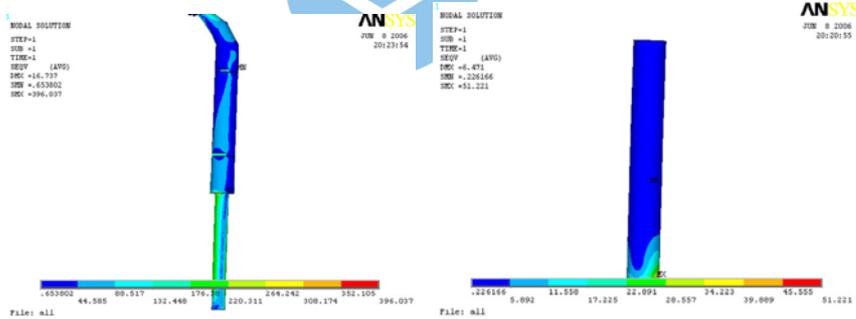
骨水泥 (Bone cement)



鬆質骨 (Cancellous bone)

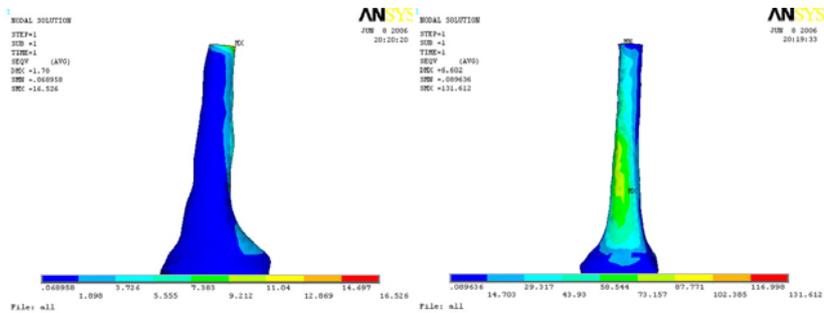
密質骨 (Cortical bone)

圖 B-21 Weight 70 kg,  $L_o/L_f$  1.409, Stem diameter 13mm



人工關節 (Implant)

骨水泥 (Bone cement)



鬆質骨 (Cancellous bone)

密質骨 (Cortical bone)

圖 B-22 Weight 70 kg,  $L_o/L_f$  1.773, Stem diameter 13mm

## 作者簡介

姓名：周致宇

性別：男

出生：民國 71 年 6 月 20 日

籍貫：台灣省基隆市

學歷：

國立台灣科技大學



機械工程研究所

畢業 (95.6)

私立淡江大學

機械工程系

畢業 (93.6)

台北市立成功高中

畢業 (89.6)

住址：桃園縣桃園市新埔六街 110 號 12 樓之 2

電話：(03) 355-7208

E-mail：M9303231@mail.ntust.edu.tw

# 國立臺灣科技大學博碩士論文授權書

(本授權書裝釘於紙本論文內)

本授權書所授權之論文為周致宇〔M9303231〕在國立臺灣科技大學機械工程系 94 學年度第 2 學期取得碩士學位之論文。

論文題目： 模組化人工關節整合分析及身高體重影響

指導教授： 陳炤彰

茲同意將授權人擁有著作權之上列論文全文〔含摘要〕，非專屬、無償授權本校圖書館及國家圖書館，不限地域、時間與次數，以紙本、微縮、光碟或其他數位化方式將上列論文重製典藏，並提供讀者基於個人非營利性質之線上檢索書目、館內閱覽、或複印。

授權人 周致宇

陳炤彰

簽章

(請親筆正楷簽名)

周致宇



備註：

1. 授權人不因本授權而喪失上述著作之著作權。
2. 本授權書請授權人簽章後，裝釘於紙本論文內。

中 華 民 國 95 年 7 月 31 日